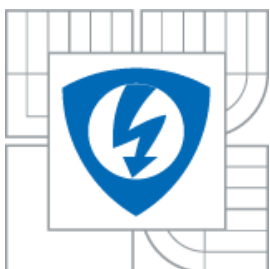




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNologiÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ALFA MONITOR
ALPHA MONITOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Eva Svobodová

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

BRNO 2014

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá problematikou EEG biologické zpětné vazby a možnosti jejího využití pro relaxaci osoby. První část práce rozebírá vlastnosti EEG signálu, požadavky na standardní EEG a také rozdělení signálu do jednotlivých frekvenčních pásem. Hlavní podstatou práce je návrh a realizaci Alfa monitoru - relaxačního přístroje, který pro realizaci EEG biologické zpětné vazby využívá akustickou podobu a snímá elektrickou aktivitu mozku v oblasti alfa vln. Druhá polovina práce je zaměřena na obvodový návrh, použití integrovaných obvodů s příslušnými výpočty hodnot součástek. Dále rozebírá samotnou praktickou realizaci alfa monitoru. Poslední kapitola práce se věnuje otestování funkčnosti přístroje.

KLÍČOVÁ SLOVA

EEG, elektroencefalograf, EEG biofeedback, EEG předzesilovač, alfa monitor, alfa trénink, alfa feedback, alfa rytmus, relaxace.

ABSTRACT

The master's thesis presents the problems of EEG biofeedback and its application to relax people. The first part discusses the properties of EEG signal, the requirements of the standard EEG and also distribution signal into different frequency bands. The main essence of the work is the design and realization of Alfa Monitor – a device for relaxation, that for implementing EEG biofeedback uses acoustic form and sensing of electrical activity of brain in the region of alpha waves. The second half of the work is focused on circuit design, using integrated circuits with component values of relevant calculations. Further, it analyzes the practical implementation of alfa monitor. The last chapter is devoted to the testing the functionality of this device.

KEYWORDS

EEG, electroencefalograph, EEG biofeedback, EEG preamplifier, alpha monitor, alpha training, alpha feedback, alpha rhythm, relaxation.

SVOBODOVÁ, EVA. *Alfa monitor*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 75 s., 8 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: doc. ing. Milan Chmelař, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Alfa monitor jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího semestrální práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené semestrální práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této semestrální práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

| | |
|---|------------|
| Seznam obrázků | iii |
| Seznam tabulek | v |
| Úvod | 1 |
| 1 Signály vytvářené mozkem | 3 |
| 1.1 Vlastnosti EEG signálu | 3 |
| 1.2 Seznámení s elektroencefalografem | 6 |
| 1.3 Režimy snímání (pro standardní EEG) | 7 |
| 2 Metoda EEG biofeedback | 9 |
| 3 Blokové schéma alfa monitoru | 12 |
| 3.1 Elektrody | 13 |
| 3.2 EEG předzesilovač | 13 |
| 3.2.1 Nastavení celkového zesílení | 18 |
| 3.3 Pásmová propust | 18 |
| 3.4 Napětově řízený generátor | 20 |
| 3.5 Nízkofrekvenční výkonový zesilovač | 22 |
| 3.6 Bateriový zdroj | 23 |
| 4 Obvodový návrh zařízení | 25 |
| 4.1 EEG předzesilovač | 25 |
| 4.2 Indikátor zesílení | 31 |
| 4.3 Pásmová propust | 34 |
| 4.4 Napětově řízený generátor | 39 |
| 4.5 Nízkofrekvenční zesilovač pro reproduktor | 46 |
| 4.6 Zdroj | 47 |
| 4.6.1 Energetická bilance | 47 |

| | | |
|----------|--------------------------------|-----------|
| 4.6.2 | Akumulátory | 55 |
| 5 | Realizace alfa monitoru | 59 |
| 6 | Otestování zařízení | 66 |
| | Závěr | 69 |
| | Literatura | 71 |
| | Seznam použitých zkratk | 74 |
| | Seznam příloh | 75 |

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|--|----|
| Obrázek 1: <i>Blokáda alfa rytmu otevřením očí</i> [1] | 5 |
| Obrázek 2: <i>Průběhy jednotlivých vln</i> [3] | 5 |
| Obrázek 3: <i>Blokové schéma jednoho kanálu elektroencefalografu</i> [3] | 7 |
| Obrázek 4: <i>Standardní systém umístění elektrod „10/20“</i> [32] | 8 |
| Obrázek 5: <i>Režimy snímání</i> [4] | 8 |
| Obrázek 6: <i>Obecné schéma biologické zpětné vazby</i> | 9 |
| Obrázek 7: <i>Psychowalkman od firmy Galaxy</i> | 10 |
| Obrázek 8: <i>Zjednodušené schéma „alfa feedbacku“</i> | 11 |
| Obrázek 9: <i>Blokové schéma alfa monitoru</i> | 12 |
| Obrázek 10: <i>Ag-AgCl EEG elektrody</i> [13] | 13 |
| Obrázek 11: <i>Schéma zapojení pro invertující OZ</i> [12] | 14 |
| Obrázek 12: <i>Schéma zapojení pro neinvertující OZ</i> [12] | 15 |
| Obrázek 13: <i>Základní zapojení diferenčního zesilovače</i> [6] | 16 |
| Obrázek 14: <i>Schéma zapojení impedančních transformátorů na vstupu diferenčního zesilovače</i> [6] | 17 |
| Obrázek 15: <i>Přístrojový operační zesilovač</i> [6] | 17 |
| Obrázek 16: <i>Schéma zapojení přístrojového zesilovače INA 121</i> [10] | 18 |
| Obrázek 17: <i>Ideální pásmová propust</i> [12] | 19 |
| Obrázek 18: <i>Zapojení dolní propusti podle Sallen-Key</i> [12] | 19 |
| Obrázek 19: <i>Zapojení horní propusti podle Sallen-Key</i> [12] | 20 |
| Obrázek 20: <i>Výstup komparátoru</i> | 22 |
| Obrázek 21: <i>Schéma zapojení integrátoru a komparátoru jako generátoru impulsů</i> | 22 |
| Obrázek 22: <i>Bateriový zdroj</i> | 24 |
| Obrázek 23: <i>Obvodové zapojení EEG předzesilovače</i> [6] | 30 |
| Obrázek 24: <i>Obvodové zapojení indikátoru zesílení</i> | 34 |

| | |
|---|----|
| Obrázek 25: <i>Obvodové zapojení pásmové propusti</i> | 37 |
| Obrázek 26: <i>Měření kmitočtové charakteristiky na nepájivém poli</i> | 38 |
| Obrázek 27: <i>Kmitočtová charakteristika navržené pásmové propusti</i> | 39 |
| Obrázek 28: <i>Obvodové schéma RC generátoru</i> | 39 |
| Obrázek 29: <i>Průběh trojúhelníkových kmitů generátoru</i> | 40 |
| Obrázek 30: <i>Obvodové zapojení napěťově řízeného generátoru [31]</i> | 43 |
| Obrázek 31: <i>Průběh trojúhelníkových kmitů generátoru</i> | 46 |
| Obrázek 32: <i>Obvodové zapojení NF zesilovače pro reproduktor</i> | 47 |
| Obrázek 33: <i>Obvodové zapojení bateriového zdroje [6]</i> | 55 |
| Obrázek 34: <i>Závislost kapacity na velikosti vybíjecího proudu [27]</i> | 57 |
| Obrázek 35: <i>Vybíjecí charakteristiky Ni-Cd akumulátorů a Ni-Mh akumulátorů [26]</i> .. | 58 |
| Obrázek 36: <i>Deska plošného spoje-bottom (strana spojů)</i> | 59 |
| Obrázek 37: <i>Deska plošného spoje-top (strana součástek)</i> | 60 |
| Obrázek 38: <i>Přední panel přístroje</i> | 60 |
| Obrázek 39: <i>Zapojení předního panelu přístroje</i> | 61 |
| Obrázek 40: <i>Zadní panel přístroje společně s elektrodami</i> | 62 |
| Obrázek 41: <i>Zapojení předního panelu přístroje</i> | 63 |
| Obrázek 42: <i>Snímání signálu při zavřených očích</i> | 64 |
| Obrázek 43: <i>Rychlé otevírání a zavírání očí.</i> | 64 |
| Obrázek 44: <i>Měření se zatnutými zuby</i> | 65 |
| Obrázek 45: <i>Umístění elektrody pro snímání alfa aktivity</i> | 66 |
| Obrázek 46: <i>Otestování alfa monitoru</i> | 67 |

SEZNAM TABULEK

| | |
|---|----|
| Tabulka 4.1: <i>Maximální proudový odběr EEG předzesilovače</i> | 48 |
| Tabulka 4.2: <i>Maximální proudový odběr indikátoru zesílení</i> | 49 |
| Tabulka 4.3: <i>Maximální proudový odběr pásmového filtru</i> | 50 |
| Tabulka 4.4: <i>Maximální proudový odběr napěťově řízeného generátoru</i> | 50 |
| Tabulka 4.5: <i>Maximální proudový odběr pro koncový stupeň</i> | 50 |
| Tabulka 4.6: <i>Maximální proudový odběr zdroje</i> | 51 |
| Tabulka 4.7: <i>Celkový proudový odběr ze všech větví</i> | 51 |

ÚVOD

V dnešní době se často setkáváme s různými případy, které souvisí s psychickým stavem člověka. Často se právě jedná o psychické napětí a stres, ať už způsobeném například přetížením z práce či pocíťováním stavů úzkosti. Člověk již pak nedovede rozeznat stav mezi napětím a uvolněním. V těch nejhorších případech se může i stát, že dojde k úplnému selhání organismu. Pokud tyto stavy člověk na sobě pocíťuje, je dobré, aby se začal zajímat o různé relaxační metody. Dnes je tedy naprosto běžnou záležitostí využívání různých relaxačních technik či forem relaxace. Smyslem relaxačních technik je dosažení lepší psychické pohody prostřednictvím uvolnění. Mnoho výzkumů dokázalo, že mezi tělesným a duševním napětím existuje velmi úzký vztah – jedno se přelévá do druhého. Jestliže se při relaxaci podaří dosáhnout uvolnění těla, přenáší se toto uvolnění i do oblasti psychiky. Zatímco duševního napětí se pomocí vůle dovede zbavit málokdo, ovlivnit napětí svých svalů jde poměrně jednoduše. A proto se stále více navštěvují specializovaná centra, kde se pomocí dané terapie jedinec „učí“ relaxovat a v tomto stavu setrvat na základě principu biologické zpětné vazby. To může znamenat i několik desítek sezení než se člověk naučí v tomto stavu setrvat. Samozřejmě v těchto specializovaných centrech je nespočet dalších tréninkových aplikací s využitím biologické zpětné vazby pro jiné účely. V našem případě se jedná o relaxační trénink. V relaxovaném stavu lze pomocí elektroencefalografu zachytit vlny o kmitočtu 8-13 Hz neboli alfa vlny.

Cílem této práce je navrhnout zařízení, které napomůže k dosažení stavu fyzické a psychické relaxace. Metoda pomocí, které se tohoto stavu dosahuje, se nazývá tzv. alfa trénink a speciálním zařízením, jenž k tomuto účelu bude sloužit, se nazývá alfa monitor. Toto zařízení bude umožňovat vytvořit EEG biologickou zpětnou vazbu pomocí akustických podnětů, kterými bude pacientovi podána informace o jeho úrovni alfa aktivity, která je jedním z ukazatelů míry relaxace.

K tomu abychom mohli takovéto zařízení navrhnout, se však musíme nejprve seznámit s elektrickými vlastnostmi signálu vytvářené mozkiem, jeho snímáním, seznámením se standardním EEG a především se zaměřit na frekvenční pásmo alfa aktivity a možnostem jeho zpracování. V další části práce se budeme věnovat podstatě metody EEG biologické zpětné vazby, možnostmi jejího využití v praxi pro další metody a také především pro relaxaci. Z jednotlivých požadavků na EEG signál pak v poslední části vyvodíme návrh jednotlivých částí alfa monitoru za účelem zhotovení blokového schématu zařízení a stanovení požadavků na dílčí bloky. Ze stanovených požadavků pak v další části práce bude vytvořen obvodový návrh celého zařízení, jenž bude bateriově

napájené a bude splňovat zdravotnické normy pro lékařské přístroje. Poslední část práce je věnována samotné realizaci alfa monitoru na desce plošného spoje a otestování celého zařízení.

1 SIGNÁLY VYTVÁŘENÉ MOZKEM

Elektroencefalografie slouží k záznamu elektrické aktivity mozku. Nejčastěji se jedná o neinvazivní vyšetření pomocí celé řady elektrod umístěných na povrchu hlavy. Každá z elektrod či skupina elektrod snímá elektrickou aktivitu určitého centra mozku. Jedná se například o centra emoční, motorické a senzorické funkce, vnímání a rozlišování a centrum paměti. Můžeme vyšetřovat spontánní aktivitu mozku, kdy se jedná o klasické vyšetření, kde charakter signálu je náhodný nebo také evokovanou aktivitu mozku, kdy se jedná o reakci na nějaký podnět, jenž může být například světelný či zvukový. Jelikož evokované potenciály bývají malé amplitudy (okolo $8\mu\text{V}$) a nejsou tedy v EEG záznamu patrné, používají pro jejich zviditelnění kumulační (sumační) techniky.

Daný záznam závisí na množství faktorech jako je věk pacienta, psychický stav, ventilace, ospalost, otevřené či zavřené oči, které je důležité zohlednit během vyšetření. Proto je tedy nutné znát přesné podmínky, za jakých byl signál vyšetřovaného snímán. Elektroencefalografie dnes hraje významnou roli nejen v diagnostice onemocnění a to především u epilepsie, spánkových poruch, bolestí hlavy, poruch vědomí (koma) či dalších objasněních u poranění mozku, ale také v dalších oborech jakými jsou psychiatrie, psychologie a stále častěji i pediatrie. Signál z mozku snímáme pomocí elektroencefalografu (viz dále) [1] [2].

1.1 Vlastnosti EEG signálu

Výsledný EEG záznam spontánní aktivity lze rozložit na jednotlivé vlny, které spadají do různých frekvenčních pásem. Vzniklo tedy rozdělení vln (rytmů) do čtyř základních frekvenčních pásem – alfa, beta, theta a delta. Frekvenční rozsah EEG signálu se pohybuje v rozmezí od 0.5 až 110 Hz s amplitudami až $300\mu\text{V}$. Průměrná amplituda se pohybuje okolo 100 až $150\mu\text{V}$. Nyní si blíže specifikujeme dané rytmy. Nejvíce nás však bude zajímat alfa rytmus [3] [5].

- **Alfa rytmus**

Alfa aktivita má frekvenci od 8 do 13 Hz s amplitudou obvykle do $50\mu\text{V}$. Tvar alfa rytmu má charakter sinusoidní. Vyskytuje se nad zadními částmi lbi při bdělém stavu, fyzické relaxaci a duševním klidu. Nejlépe je viditelná při zavřených očích. Proto je alfa aktivita tlumena otevřením očí nebo jinou

stimulací, tedy při zvýšení pozornosti a duševní činnosti. Blokáda alfa rytmu otevřením očí je znázorněna na záznamu EEG na obr. 1. Alfa aktivita může být ovlivněna vůlí a dá se tedy i trénovat, kdy se pacient v podstatě učí relaxovat. Proto je zde možné využití tzv. alfa feedbacku, kde je pacient pomocí speciálního zařízení informován zvukovou signalizací o výraznosti alfa aktivity. Tato problematika bude dále podrobněji popsána v 2. kapitole.

- **Beta rytmus**

Beta aktivita má frekvenci mezi 13 až 30 Hz s amplitudou do 30 μ V. Je ze všech rytmů nejrychlejší. Vyskytuje se při duševní činnosti, při zvýšené pozornosti a představují rytmus zdravého člověka v bdělém stavu. Hlavní výskyt bývá ve frontálních oblastech.

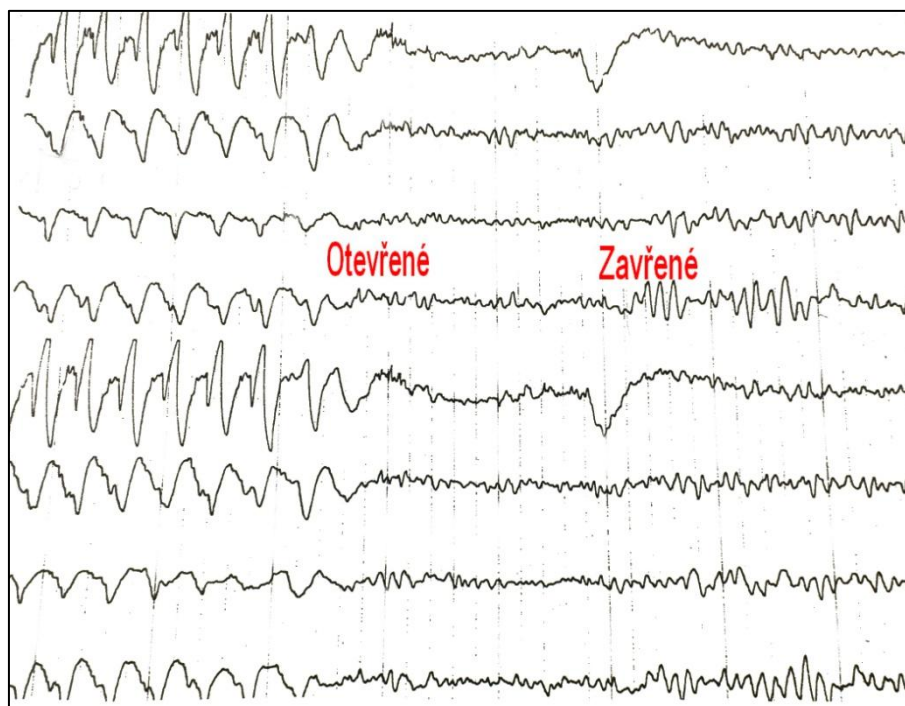
- **Theta rytmus**

Theta aktivita s frekvencí 4 až 8 Hz s amplitudou do 150 μ V je zřídka rytmická, objevuje se při usínání v centrální části mozku, a pak přechází v delta rytmus. Tento rytmus je fyziologický u dětí a patologický u dospělého člověka v bdělém stavu.

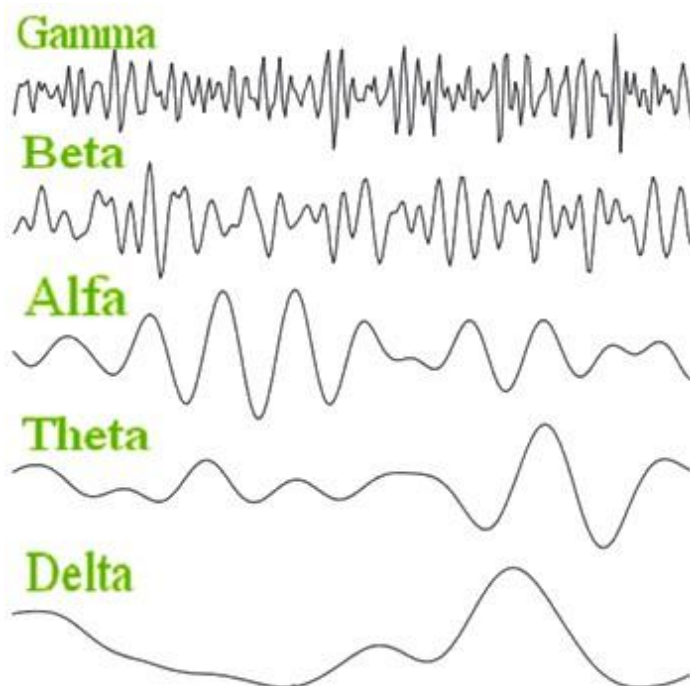
- **Delta rytmus**

Delta aktivita s frekvencemi do 4 Hz a amplitudou do 100 μ V je nejpomalejším rytmem. U novorozenců se vyskytuje v normálním stavu, u dospělých je v bdělém stavu vždy patologický. Za normálních okolností se může objevit v hlubokém spánku. Objevuje se hlavně v centrální oblasti mozku.

Vlny s frekvencí nad 30 Hz se označují jako vlny gama. Jednotlivé rytmy jsou znázorněny na obr. 2 [1] [2] [4].



Obrázek 1: *Blokáda alfa rytmu otevřením očí* [1]



Obrázek 2: *Průběhy jednotlivých vln* [3]

1.2 Seznámení s elektroencefalografem

Základní vstupní jednotku elektroencefalografu tvoří diferenční (rozdílový) zesilovač, který zesiluje elektrický signál z povrchu hlavy a to přibližně z desítek mikrovoltů na hodnoty jednotek voltů. Pro zesilování biologických signálů se nejčastěji používají zesilovače diferenční a to z toho důvodu, že dobře zesilují signál rozdílový a naopak velmi špatně signál soufázový. Signál soufázový (souhlasný) je zpravidla způsoben rušením z elektrovedné sítě, který se na obou vstupech diferenčního zesilovače mění souhlasně a proto je důležité, aby byl potlačen. Míru potlačení udává tzv. diskriminační činitel, který se vypočte jako logaritmus podílu zesílení rozdílového a soufázového signálu. Udává kolikrát je více zesílen rozdílový signál ku soufázovému. Diskriminační činitel se obvykle udává v decibelech. Jeho hodnota musí být dostatečně velká a je tedy nezbytným parametrem pro hodnocení kvality diferenčních zesilovačů. Dalším základními požadavky na zesilovač je co největší vstupní odpor a to řádově v megaohmech a velmi malý vlastní šum. Ze vstupního signálu poté zaznamenáváme pomocí filtrů horní a dolní propusti pro nás zajímavé frekvenční pásmo přibližně od 0,5 do 100 Hz. Jelikož srovnáváme signál z různých částí mozku, musí být přístroj vícekanálový a dále musí být vybaven filtry pro možnost nastavení nejnižšího přenášeného kmitočtu (horní propust), nastavení maximálního přenášeného horního kmitočtu (dolní propust) pro každý kanál a dále možností filtrovat síťový kmitočet - ÚPZ.

Další nezbytné požadavky jsou možnost nastavení zesílení v každém kanálu, zaznamenávání časových značek do záznamu, což nám umožňuje vymezit si úsek signálu, kde došlo k ovlivnění snímání například vlivem vnějšího prostředí. Abychom dostali kvalitní záznam, je důležitá kontrola kvality připojení elektrod - měření přechodového odporu, proto je přítomen měřič odporu elektrod, který kontroluje velikost přechodového odporu elektrod a případně jej sníží. Součástí přístroje je také zdroj kalibračního napětí.

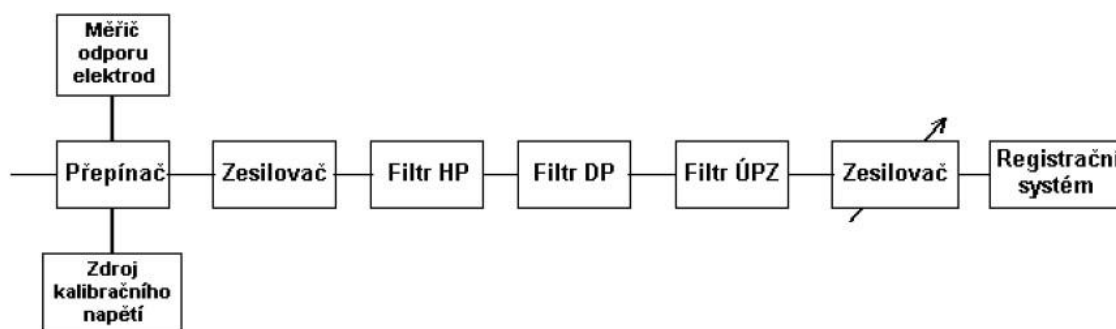
Jako standardní parametry na elektroencefalograf se uvádějí:

- Šířka pásma: 0,5 - 100Hz
- Časová základna zobrazení: 3cm/s
- Vstupní odpor: minimálně 20M Ω
- Citlivost přístroje: standardní citlivost je 100 μ V/cm
- Měření přechodového odporu elektrod

- Počet kanálů: minimálně 8, v současné době však běžně 24 a více

[1] [2] [5].

Blokové schéma jednoho kanálu elektroencefalografu je znázorněno na obr. 3. v (Poznámka: zdroj kalibračního napětí a měřič odporu elektrod jsou společné pro všechny kanály elektroencefalografu).

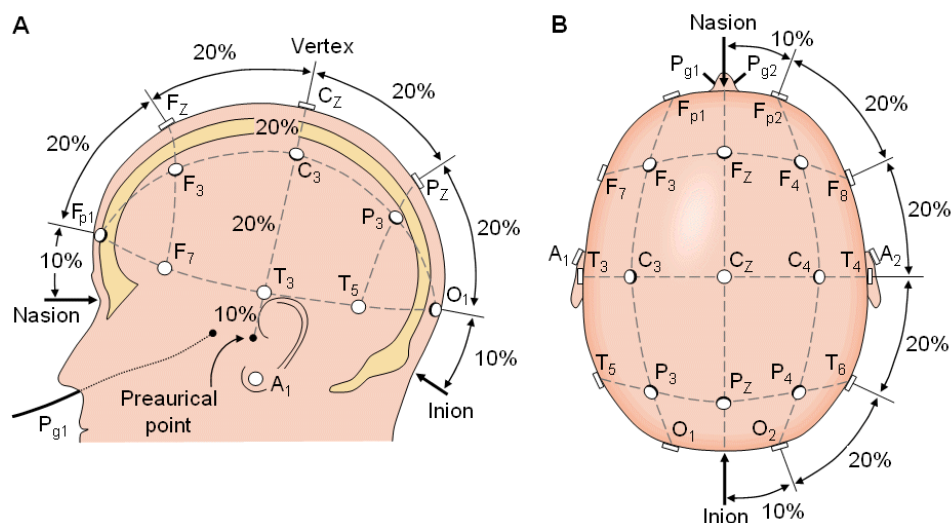


Obrázek 3: *Blokové schéma jednoho kanálu elektroencefalografu* [3]

Výstupní signál je posílán dále do registračního zařízení a poté přes optický kabel je možné data převést do počítače k dalšímu zpracování.

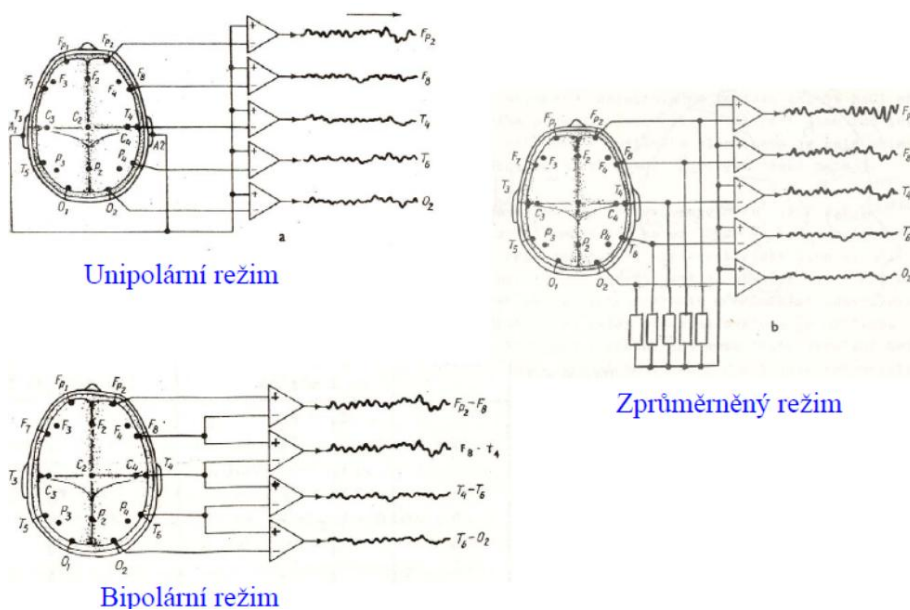
1.3 Režimy snímání (pro standardní EEG)

Během snímání signálu je důležité dodržovat předepsané postupy a doporučené standardy, aby nasnímaný signál byl kvalitní a mohl být porovnáván. Elektrody jsou přiloženy na různá místa na povrchu hlavy nejčastěji pomocí speciální elektrodové čepice. Tato čepice nejvíce využívá tzv. standardní systém „10/20“. Tento systém zpravidla obsahuje 19 elektrod a k tomu dvě referenční (na ušním lalůčku), jak je znázorněno na obr. 4. Název systému je odvozen od skutečnosti, že se používají úseky mezi elektrodami 10% a 20% z celkové vzdálenosti. Jednotlivé pozice elektrod jsou označeny písmeny podle toho, v jaké rovině se nachází (F - frontální, C - centrální, P - parietální (temenní), T - temporální (spánková), O - okcipitální (týlní) a A - aurikulární (ušní). Čísla sudá jsou pravá hemisféra a čísla lichá - levá hemisféra. Signál z každé elektrody je veden kabelem do zesilovače [4][7].



Obrázek 4: Standardní systém umístění elektrod „10/20“ [32]

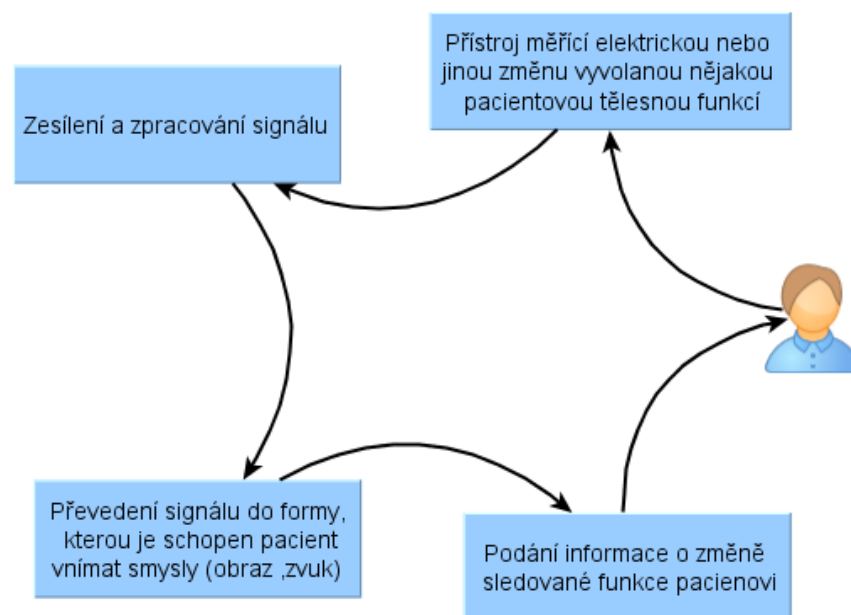
Používají se tři druhy režimu snímání – unipolární, bipolární a zprůměrovaný. U unipolárního režimu je výstupní signál diferencí mezi potenciálem jdoucím z elektrody, a potenciálem, jdoucím pro všechny vstupy diferenčních zesilovačů ze stejné referenční elektrody. Tou může být například zprůměrněný signál mezi ušními elektrodami A1 a A2. U bipolárního režimu jsou na výstupech difference potenciálů z různých dvojic elektrod. U zprůměrovaného režimu jsou zobrazovány difference mezi potenciálem jednotlivých elektrod a zprůměrněným signálem ze všech elektrod dohromady. Zmíněné režimy jsou uvedeny na obr. 4 níže [4].



Obrázek 5: *Režimy snímání* [4]

2 METODA EEG BIOFEEDBACK

EEG biofeedback je terapeutická metoda, která umožňuje regulaci frekvencí elektrické aktivity mozku. Jedná se o sebe-učení mozku pomocí tzv. biologické zpětné vazby. Poskytuje tedy pacientovi informaci o jeho mozkové aktivitě ve formě vizuální nebo auditivní zpětné vazby, čímž mu umožňuje, aby se ji učil ovládat. Názorný příklad obecného schématu biologické zpětné vazby je uveden níže na obr. 6.



Obrázek 6: Obecné schéma biologické zpětné vazby

V důsledku toho, jaké frekvenční pásmo chceme používat, se volí různé metody zpětné biologické vazby. V případě beta aktivity se obvykle záznam mozkových vln znázorňuje prostřednictvím jednoduché počítačové hry, kterou ovládáte pouze silou své myšlenky. V reálném čase tedy sledujeme činnost své mozkové aktivity (na obrazovce) a přes zrakovou a sluchovou dráhu (například označení zisku bodů signálem a počítadlo bodů) dostává mozek informaci o své činnosti, tj. o tom, jaké frekvenční pásmo právě používá. Narůstá - li aktivita mozku v žádoucím pásmu mozkových vln (v tomto případě beta aktivita), bude hráč odměňován úspěšnými výsledky. Pokud ale aktivita vln v této oblasti začne klesat, úspěchy ve hře naopak začínají mizet. Ve snaze ovládat počítačovou hru se tedy učíme ovládat svou mozkovou aktivitu a sám mozek tak rozvíjí proces učení nových vhodnějších frekvencí mozkových vln. Postupem tréninku se naučíme žádoucí stav poznat, navozovat a udržovat. Aby léčba byla efektivní, musíme trénink praktikovat dostatečně dlouhou dobu (například desítky sezení). U zmíněné beta

aktivity se jedná o tzv. výcvikový model ve vysokofrekvenční oblasti, u alfa aktivity se jedná o tzv. relaxační model v nízkofrekvenční oblasti, který budeme v této práci využívat. Ve výsledku tak můžeme dosáhnout zlepšení schopnosti zpracovávat informaci, nácviku uvolněné bdělosti a soustředění či nácviku schopnosti relaxovat. Dá se v podstatě říci, že biologická zpětná vazba nám umožňuje „natrénování“ lepšího řízení organismu, tedy zlepšení fungování centrálního nervového systému. Velká škála studií dokazuje, že jako nejlepší se prokázala v indikaci epilepsie a poruch pozornosti (ADD/ADHD). Dnes tedy existuje řada specializovaných center pro biofeedback, která poskytují pomoc pacientům s různými fyziologickými i psychickými dysfunkcemi. Například je možné navštěvovat centra biologické zpětné vazby, které se zabývají právě i relaxačními tréninky, např. alfa/théta tréninkem, jenž je využíván zejména pro ty pacienty, kteří nemohou spát či usínat, hrozí jim přetížení z práce, jsou pod velkým tlakem okolí, pocítují stavy napětí a úzkosti a nemohou relaxovat. V poslední době jsou také využívány psychowalkmany, audiovizuální stimulátory (viz obr. 7), které pomocí zrakových a zvukových impulsů působí na lidskou psychiku. Psychowalkman dokáže v relativně rychlém čase změnit psychické naladění uživatele podle jeho potřeby. Umožňuje naladit vědomí a vyvolat změnu frekvence mozkových vln. Dokáže mozek převést do hladiny alfa (8 - 13 Hz) i do ostatních dosud známých frekvenčních hladin [7] [9] [28].



Obrázek 7: Psychowalkman od firmy Galaxy

Náš relaxační model bude založen pouze na snímání alfa aktivity, která představuje stav relaxace a duševního klidu a jak už bylo dříve uvedeno k jejímu snímání a zpracování nám bude sloužit speciální zařízení – alfa monitor. Alfa aktivita je nejvíce znatelná při zavřených očích a při otevření očí se její úroveň výrazně snižuje a proto je jedinou

možností podat výstup alfa monitoru pacientovi ve zvukové (akustické) podobě. Na obr. 8 je uvedeno zjednodušené schéma principu zpětné biologické vazby pro měření alfa aktivity (tzv. relaxační model).



Obrázek 8: Zjednodušené schéma „alfa feedbacku”

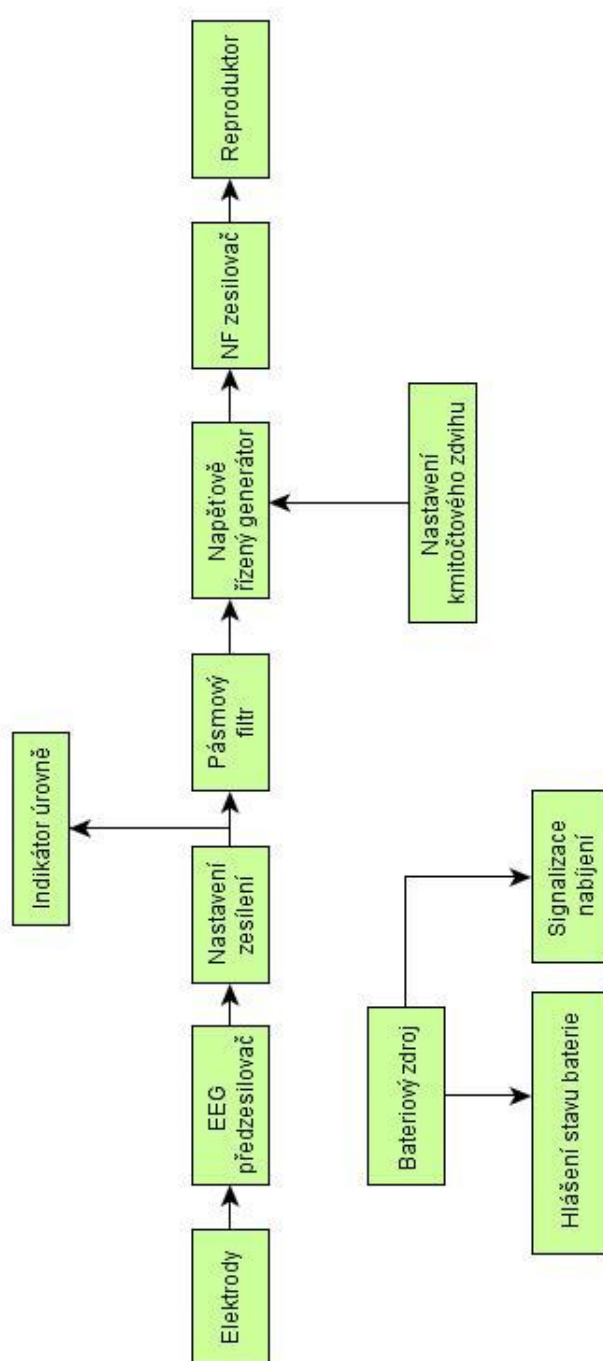
První zmínky o možnosti využití alfa feedback tréninku v roce 1962 podal ve svých studiích Kamiya, kdy vyšetřovaným subjektům podal informaci o jejich úrovni alfa aktivity ve sluchové podobě. Duševní stavy pacientů byly spojovány právě se zvýšenou alfa aktivitou. Tyto stavy byly popsány jako pocity uvolnění, pocity relaxace a příjemný stav mysli [9].

Alfa monitor je speciální zařízení, které se využívá pro tzv. alfa trénink. Jedná se o relaxační a antistresový model, který je založen na uvedení se do stavu co největší psychické i fyzické relaxace. Důležité pak je naučit se v tomto stavu setrvat bez příliš velkého soustředění se a psychické námahy.

Nastává tedy otázka, z jakých důležitých součástí se přístroj skládá? Biologický signál budeme snímat pomocí povrchových elektrod umístěných v zadní části lbi, kde registrujeme alfa aktivitu. Snímaný signál musí být dostatečně zesílen a dále vhodně zpracován. K zesílení použijeme tedy vstupní zesilovač pro biologický signál, jenž bude mít dostatečně velký vstupní odpor a to nám pak zaručí zesílení „vnitřního” napětí zdroje biologického signálu. Signál musí být pochopitelně zbaven rušení. Dále budeme potřebovat ze snímaného signálu vymezit kmitočtové pásmo pro alfa aktivitu. K tomu použijeme pásmový filtr. Abychom předali signál pacientovi v akustické formě, je potřeba ho převést na kmitočtově modulovaný signál pomocí napětím řízeného generátoru. Výstupem zařízení bude tedy kmitočtově modulovaný signál, kde velikost kmitočtového zdvihu bude souviset s velikostí alfa aktivity. Detailnějším popisu jednotlivých částí zařízení se budeme zabývat v následujících kapitolách.

3 BLOKOVÉ SCHÉMA ALFA MONITORU

Na základě uvedených požadavků a vlastností snímaného signálu bylo navrženo obecné blokové schéma alfa monitoru. Jednotlivé části alfa monitoru jsou dále popsány v jednotlivých podkapitolách.



Obrázek 9: *Blokové schéma alfa monitoru*

3.1 Elektrody

Měření biologických signálů je ovlivňováno mnoha jevy souvisejícími s elektrodami. Jednak se jejich vlastnosti liší podle výrobního materiálu, dále měření ovlivňují jevy vznikající na elektrodách po průchodu proudu, vliv má i rozhraní elektroda-kůže, elektroda-elektrolyt.

K registraci alfa aktivity mozku budou použity snímací povrchové elektrody, které patří mezi plovoucí elektrody (jsou vyplněny vodivým gelem) a nejčastěji jsou to malé kulaté nebo čtvercové kovové destičky. Kvalita měření je dána kontaktem elektrod s kůží a je závislá na odporu kůže. Na kůži pod ně tedy dáváme vodivý gel, čímž zmenšíme přechodový odpor mezi elektrodou a kůží a zajistíme tím tak dobrý kontakt. V dnešní době se používají pro vyšetření Ag-AgCl kulaté elektrody (viz obr. 10), které splňují nejlépe požadavky na měření.

Umístění elektrod bude v našem případě v zadní části lbi (v oblasti týlního laloku, kde umístíme dvě aktivní snímací elektrody a třetí elektrodu zemní připevníme například na ušní lalůček [1].



Obrázek 10: Ag-AgCl EEG elektrody [13]

3.2 EEG předzesilovač

Jedná se o diferenční zesilovač a pro jeho samotný návrh je důležité, aby při zesilování snímaného signálu byly zajištěny následující aspekty:

- Potlačení nežádoucího rušení, nejčastěji síťový brum

- Ochrana vstupů před statickou elektřinou
- Ochrana vstupů před přepětím
- Ochrana vstupů před vysokofrekvenčním rušením
- Dosažení požadované úrovně zesílení
- Velký vstupní rozdílový odpor
- Velký vstupní soufázový odpor

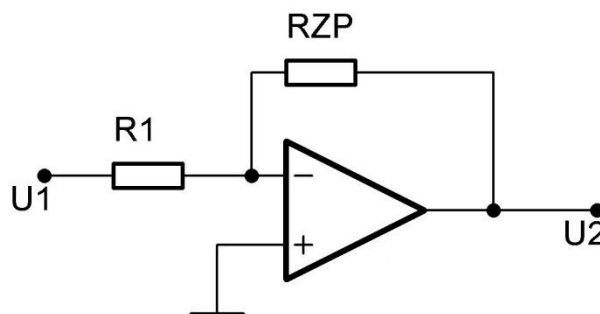
Důležitou vlastností diferenčního zesilovače je hodnota diskriminačního činitele k_d , ten je definován jako:

$$k_d = 20 \log \frac{A_{\text{rozdílové}}}{A_{\text{soufázové}}}, \quad 3.1$$

kde $A_{\text{rozdílové}}$ je zesílení rozdílového signálu a $A_{\text{soufázové}}$ je zesílení soufázového signálu. Jednotkou jsou decibely. V praxi se hodnota diskriminačního činitele pohybuje v rozmezí od 60 do 120 dB v závislosti na kvalitě zesilovače. Zesílení rozdílového signálu by mělo být tedy co největší a naopak signál soufázový by měl být co nejvíce potlačen, protože se zde projeví jako rušení z elektrovedné sítě, které se na vstup diferenčního zesilovače může dostat kapacitní nebo induktivní vazbou [6]. Dnes se již diferenční zesilovače nevytvářejí z jednotlivých diskretních součástek, ale jsou k tomu využívány přístrojové operační zesilovače.

Nyní si uvedeme obecně základní rozdělení typů zesilovačů. Rozlišujeme dva typy základního zapojení a to:

- Invertující zapojení:



Obrázek 11: Schéma zapojení pro invertující OZ [12]

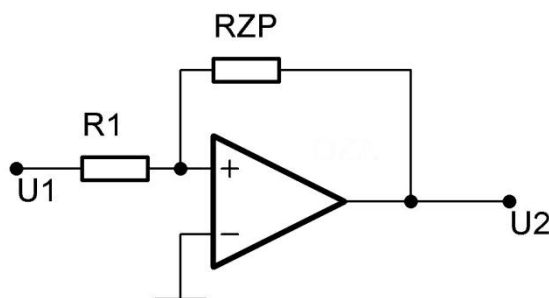
,kde R_1 je vstupní odpor a R_{ZP} je zpětnovazební odpor

Celková velikost napěťového zesílení A_u invertujícího zapojení je dána vztahem:

$$A_u = \frac{U_2}{U_1} = -\frac{R_{ZP}}{R_1} \quad 3.2$$

U tohoto zapojení dojde k posunu fáze mezi vstupním a výstupním napětím o 180°. Je-li tedy na vstupu třeba kladné napětí, tak na výstupu invertujícího zapojení získáme zesílené záporné napětí a naopak.

- Neinvertující zapojení:



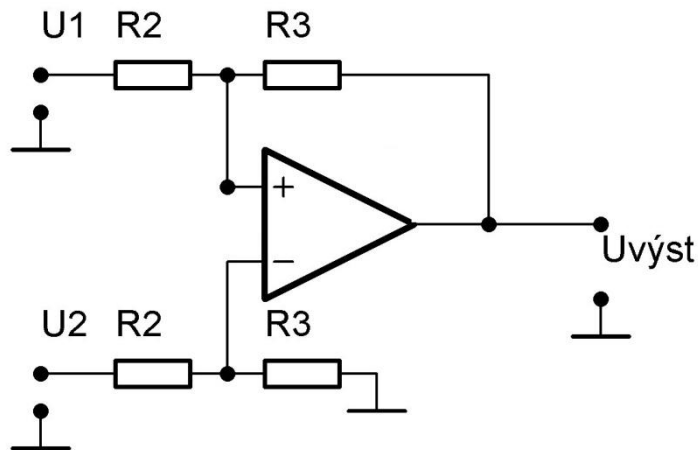
Obrázek 12: Schéma zapojení pro neinvertující OZ [12]

Celková velikost napěťového zesílení A_u neinvertujícího zapojení je dána vztahem:

$$A_u = 1 + \frac{R_{ZP}}{R_1} \quad 3.3.$$

Vstupní napěťový signál je ve fázi s výstupním zesíleným napěťovým signálem. Je-li tedy na vstupu např. kladné napětí, na výstupu získáme zesílené napětí téže polarity.

Na níže uvedeném obrázku je základní zapojení diferenčního zesilovače (viz obr. 13).



Obrázek 13: Základní zapojení diferenčního zesilovače [6]

Základní vlastností tohoto zesilovače je, že má rozdílné zesílení pro soufázový a rozdílový signál na jeho vstupu. Daleko větší zesílení má pro rozdílový signál a daleko menší pro signál soufázový. Jak už bylo zmíněno dříve míra zesílení je dána diskriminačním činitelem k_d .

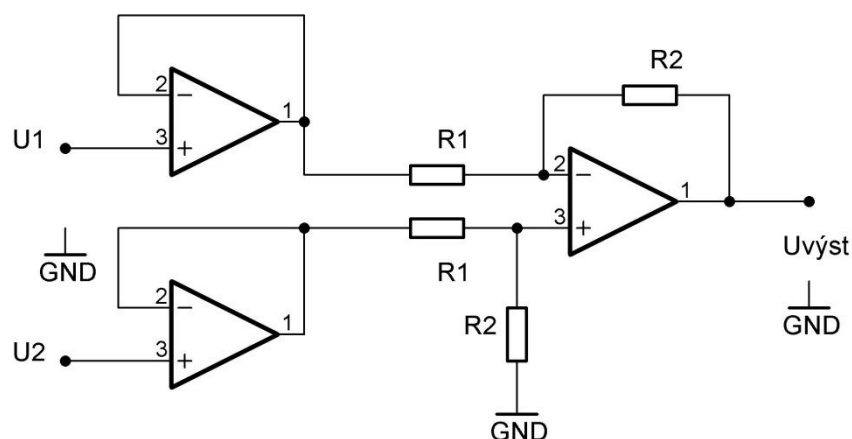
Pro zesílení platí:

$$A = \frac{R3}{R2}, \quad 3.4.$$

Výstupní napětí U_{vyst} je pak dáno vztahem:

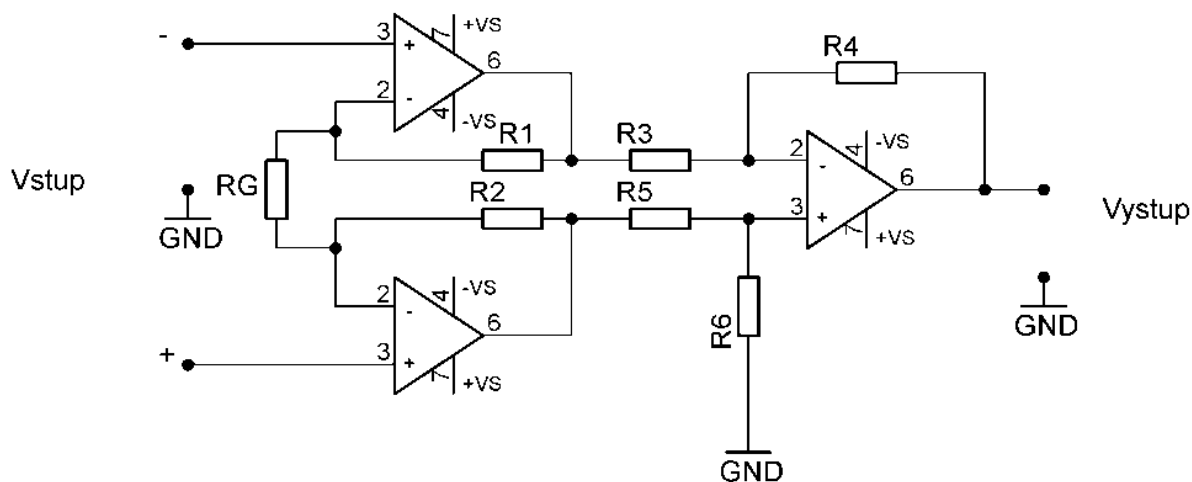
$$U_{vyst} = \frac{R3}{R2}(U2 - U1) \quad 3.5.$$

Zapojení operačního zesilovače jako diferenčního stupně má však velkou nevýhodu a to takovou, že u něj nelze dosáhnout velkého vstupního odporu a proto se před tento diferenční stupeň zapojují na vstupy dva impedanční transformátory. To znamená, že rezistory v další části zapojení nemají vliv na celkový vstupní odpor (viz obr. 14) [6].



Obrázek 14: Schéma zapojení impedančních transformátorů na vstupu diferenčního zesilovače [6]

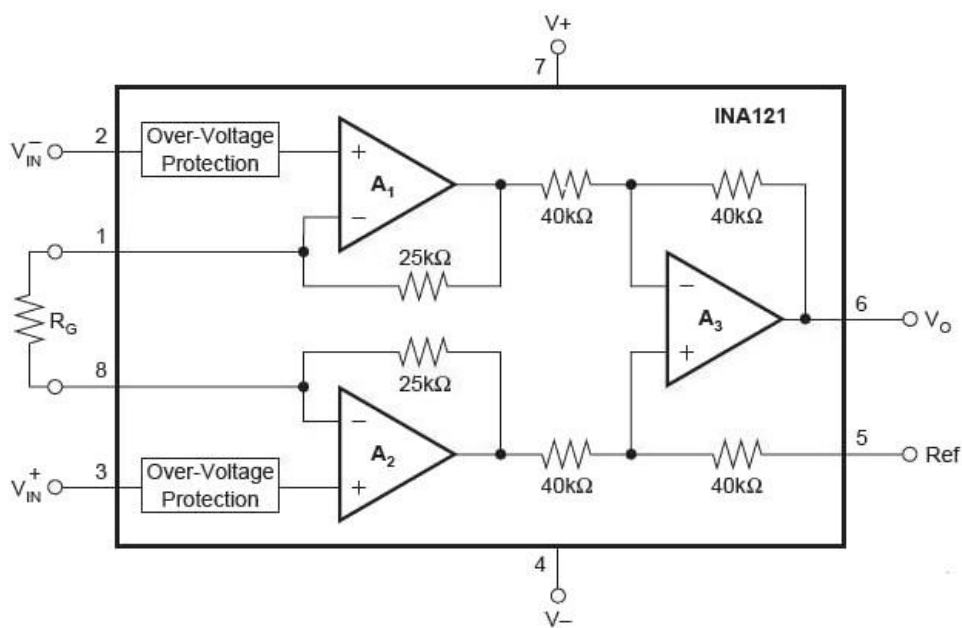
Na níže uvedeném obrázku 15 je uvedeno schéma přístrojového operačního zesilovače. Pouze pomocí odporu R_G , který je zapojen před přístrojovým operačním zesilovačem se nastavuje výsledné zesílení.



Obrázek 15: Přístrojový operační zesilovač [6]

Dnes je přístrojový operační zesilovač dodáván v podobě integrovaného obvodu, který má velmi přesné nastavení hodnot součástek, na kterých závisí hodnota diskriminačního činitele. Hodnoty diskriminačního činitele dosahované u přístrojových operačních zesilovačů nelze získat při konstrukci zesilovače z diskrétních součástek. Uvedme si příklad konkrétního přístrojového operačního zesilovače například INA 121 (viz obr. 16). Podle údajů od výrobce BURR-BROWN je tento operační zesilovač vhodný pro zesilování biologických signálů a pro bateriové napájení. Napájecí napětí může být v rozsahu od $\pm 2,5V$ do $\pm 18V$. INA 121 je dále vybavena vlastní ochranou

před statickou elektřinou do napětí $\pm 40 \text{ V}$. Hodnota diskriminačního činitele při zesílení 1 je 86 dB, při zesílení 10 je to 100 dB a při zesílení 100 dosahuje nejvíce a to 106 dB, dále již pak nevzrůstá. Tento přístrojový zesilovač by tedy mohl být klidně použit ve vlastním návrhu a realizaci EEG předzesilovače. Vlastní návrh samotného elektrického obvodu bude realizován dále v diplomové práci [10].



Obrázek 16: Schéma zapojení přístrojového zesilovače INA 121 [10]

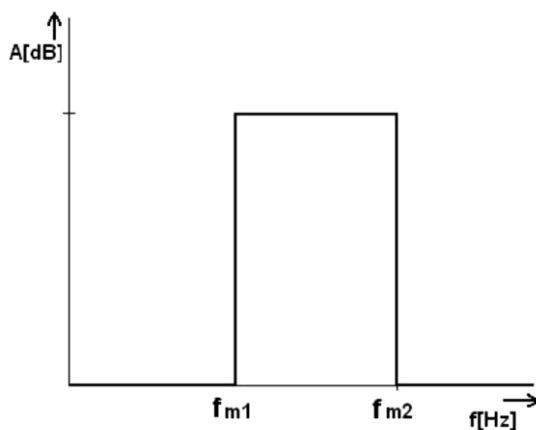
3.2.1 Nastavení celkového zesílení

Z důvodu zesílení signálu na požadovanou hodnotu 10 000 krát je nutno zapojit za EEG předzesilovač ještě další operační zesilovač, který docílí požadovaného zesílení. Zde bude dále připojen indikátor úrovně zesílení, který bude uživateli na panelu zařízení pomocí barevného LED sloupce signalizovat velikost úrovně zesílení signálu. Jako sloupcové indikátory se používají bargrafy.

3.3 Pásmová propust

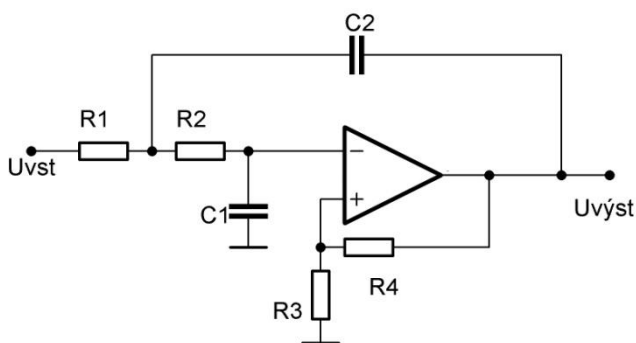
Jelikož potřebujeme vymezit frekvenční pásmo alfa aktivity a to je v rozmezí od 8 do 13 Hz, je nutno použít pásmový filtr typu pásmová propust, který musí propouštět

tedy pásmo určené dvěma mezními frekvencemi. Ideální filtr pásmové propusti je uveden na obr. 17. Propouští pouze složky signálu mezi horním mezním kmitočtem f_{m1} a dolním mezním kmitočtem f_{m2} .

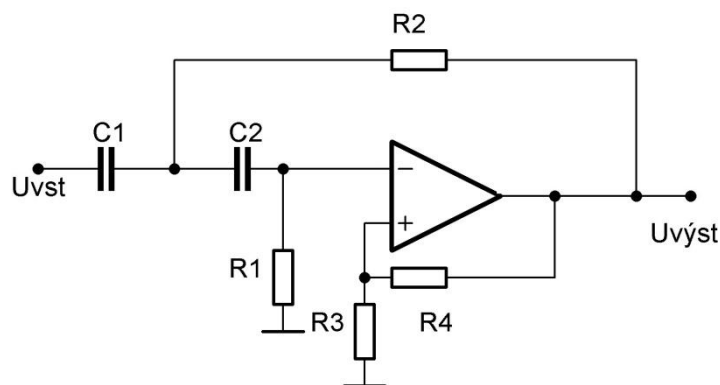


Obrázek 17: *Ideální pásmová propust* [12]

V praxi je velmi využívána v oblasti aktivních analogových kmitočtových filtrů struktura Sallen-Key. Při návrhu pásmové propusti bude tedy využito zapojení podle Sallen Key. Na níže uvedených obrázcích jsou uvedeny zapojení dolní a horní propusti. Dolní propust se skládá ze čtyř rezistorů, dvou kondenzátorů a neinvertujícího operačního zesilovače (viz obr. 18). U dolní propusti je kondenzátor C_2 zapojen ke vstupu sériově a naopak u horní propusti je zase rezistor R_2 zapojen sériově ke vstupu (viz obr. 19).



Obrázek 18: *Zapojení dolní propusti podle Sallen-Key* [12]



Obrázek 19: Zapojení horní propusti podle Sallen-Key [12]

Pokud tato zapojení zapojíme sériově za sebou v pořadí horní propust a dolní propust dostáváme zapojení pásmové propusti.

3.4 Napětově řízený generátor

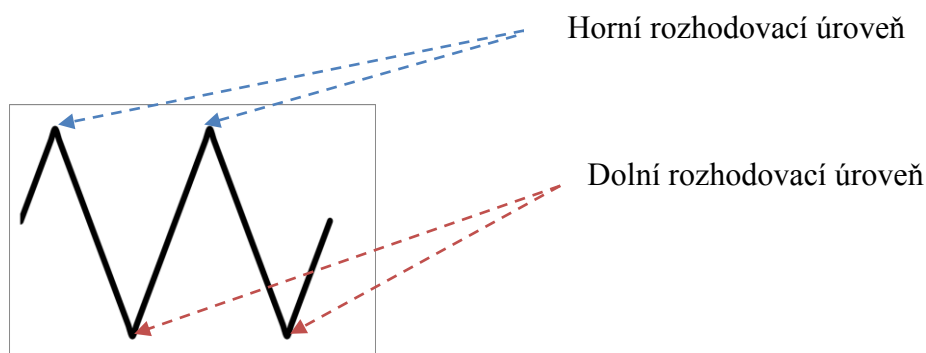
Pro akustickou biologickou zpětnou vazbu je nutno použít nějaký generátor, u kterého se budou ovlivňovat parametry jeho výstupního signálu alfa aktivitou. Parametry, které je možno měnit jsou následující:

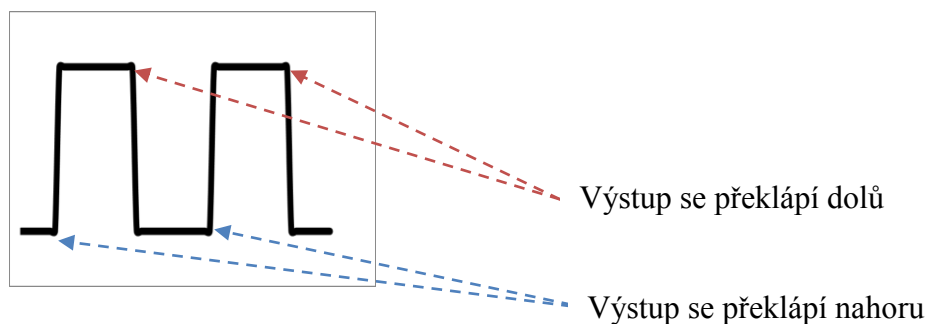
- a) Kmitočet (bude řízen alfa aktivitou - čím větší bude amplituda alfa aktivity, tím větší bude změna kmitočtu = kmitočtový zdvih)
- b) Amplituda (změna amplitudy nebude v našem případě použita)
- c) Barva tónu (výběrem výstupu – obdélník, trojúhelník)

Především je nutno zvážit, že tón by měl mít takový charakter, že daný subjekt neobtěžuje. To bezprostředně souvisí s barvou výškou tónu. Barva souvisí s časovým průběhem výstupního signálu z generátoru. Sinusovka má „sametový“ charakter zvuku, trojúhelníkový průběh je mírně „ostřejší“. Na druhé straně se však vytváří snadněji než sinusovka obzvláště, když má být kmitočtově modulovaná. Obdélníky dávají „řezavý“ charakter zvuku. Přidáváním dalších harmonických můžeme docílit i další změny barvy zvuku. Hluboké ani příliš vysoké tóny nejsou pro tento účel vhodné. Vysoké mají pištivý charakter a hluboké také nejsou příliš vhodné. Z hlediska vytváření signálu jsou vhodné trojúhelníkovité kmity, které jsou přijatelné i z hlediska barvy tónu. Otázkou je, jak měnit tón pro účely alfa monitoru. Změna amplitudy signálu není příliš vhodná. Ucho vnímá hlasitost logaritmicky (dvojnásobné zvýšení úrovně signálu se nerovná

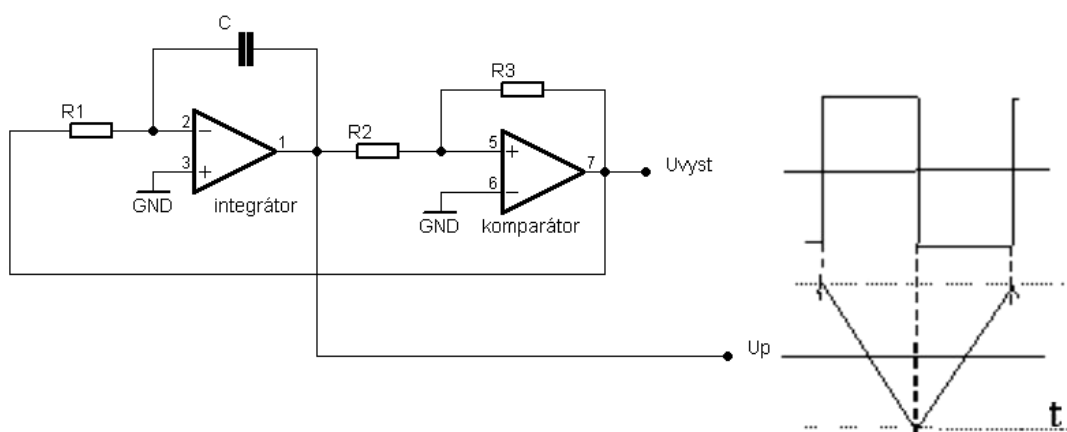
dvojnásobnému zvýšení hlasitosti). Citlivá je na změny kmitočtu. Další problém je, jaký základní kmitočet (bez modulace) zvolit. Lidské ucho je nejcitlivější na kmitočty v rozmezí od 1 do 3kHz. Z tohoto pohledu je to optimální volba. Proto bude v našem případě použit jako zdroj signálu kmitočtově modulovaný generátor trojúhelníku se základním kmitočtem okolo 1kHz. Přesná hodnota tohoto základního kmitočtu není podstatná. U každého člověka bude velikost amplitudy alfa aktivity různá a ne vždy dobře znatelná, a proto je potřeba možnosti nastavení kmitočtového zdvihu s ohledem na úroveň alfa aktivity daného jedince.

Základní zapojení generátoru trojúhelníku je znázorněno na obr. 21. Generátor se skládá z integrátoru a komparátoru. Integrátor je obvod, který je tvořen RC článkem a operačním zesilovačem. Jeho úkolem je provádět integraci vstupního napětí v čase t . Pokud na vstup integrátoru přivedeme obdélník z komparátoru, na výstupu se nám objeví trojúhelník. V generátoru je použit Millerův integrátor, který je invertující. To znamená, že pokud přivedeme na jeho vstup kladný skok, bude napětí na jeho výstupu klesat směrem k záporným hodnotám a naopak. Komparátor má kladnou zpětnou vazbu a jeho výstupní napětí se mění skokem mezi dvěma úrovněmi - maximální kladnou hodnotou a maximální zápornou hodnotou. Pokud tedy vstup komparátoru dojde k dolní rozhodovací úrovni jeho výstup se překlápí dolů (komparátor je neinvertující). Analogicky pokud dojde vstup komparátoru k horní rozhodovací úrovni jeho výstup se překlápí směrem nahoru – viz obr. 20.





Obrázek 20: Výstup komparátoru



Obrázek 21: Schéma zapojení integrátoru a komparátoru jako generátoru impulsů

Zapojení uvedené na předchozím obrázku je principiální zapojení generátoru, který dává na svých výstupech obdélníky a trojúhelníky. Tento obvod bude ještě doplněn o možnost řídit kmitočet a nastavení kmitočtový zdvih (podrobnější popis viz kapitola 4.4).

3.5 Nízkofrekvenční výkonový zesilovač

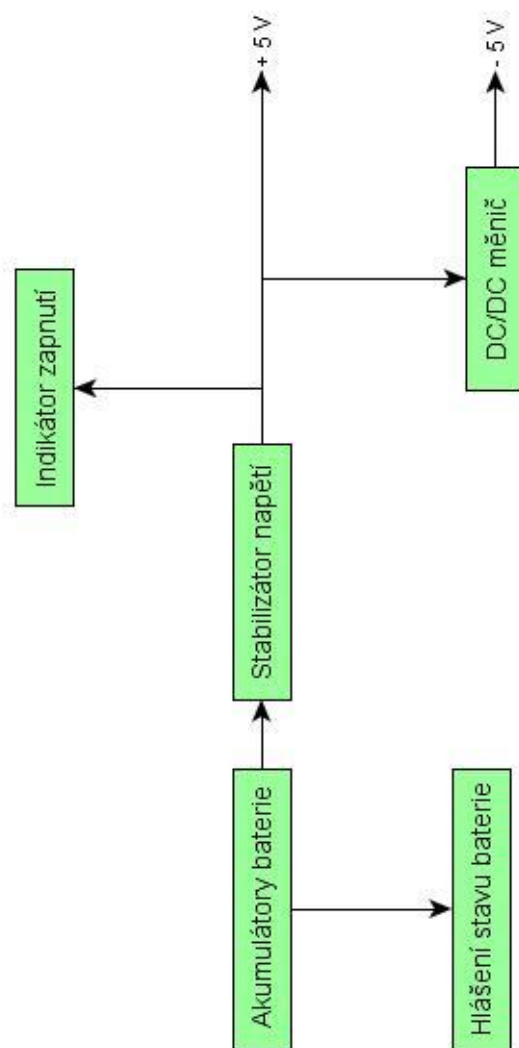
U alfa monitoru není vhodné použití sluchátek. Pokud se použijí zásuvná sluchátka („špunty“), pak řadě lidí vypadávají z uší a někteří je ani příliš nesnášejí. Pokud se použijí náhlavní sluchátka, pak oblouk na hlavě dělá problém s připevněním elektrod a někdy i tato sluchátka obtěžují. Proto je v tomto případě výhodné jako výstupní zařízení

použít reproduktor. Proto bude před něj zařazen nízkofrekvenční výkonový zesilovač. Výkonové zesilovače se používají právě u akusticko-elektronických zařízení a zesílí nám signál na požadovaný výkon. U tohoto zesilovače bude zařazen i regulátor hlasitosti.

3.6 Bateriový zdroj

Alfa monitor bude bateriově napájené zařízení. To je výhodné nejen s ohledem na snadnou přenositelnost přístroje, ale i s ohledem na bezpečnost uživatele. Vstupní zesilovač bude napájen nesymetricky, ostatní části přístroje symetricky.

Na níže uvedeném schématu jsou jednotlivé hlavní části bateriového zdroje. V kladné větvi se skládá samozřejmě z akumulátorů baterie, dále ze stabilizátoru kladného napětí + 5 V. Také zde bude indikátor pro hlídání stavu baterie a kontrolka pro zapnutí zdroje. Záporné napětí -5 V zde bude vytvářet DC/DC měnič [6].



Obrázek 22: *Bateriový zdroj*

4 OBVODOVÝ NÁVRH ZAŘÍZENÍ

V následujících podkapitolách budou popsány jednotlivé návrhy obvodových částí zařízení vycházejících z výše uvedeného blokového schématu.

4.1 EEG předzesilovač

Základní vstupní jednotkou EEG předzesilovače bude přístrojový operační zesilovač, který je diferenční, a který musí mít dostatečně vysokou hodnotu diskriminačního činitele k_d . S klesajícím zesílením hodnota diskriminačního činitele také klesá, ale i při zesílení 1 pro rozdílový signál je soufázový signál stále potlačen. Jako přístrojový operační zesilovač byl zvolen typ AD623, kde výrobce uvádí pro zesílení průměrnou maximální hodnotu $A_{rozdílové} = 1$ hodnotu k_d 100 dB (minimální 80 dB), při zesílení 10 je to však již 120 dB (minimální 100 dB), dále při zesílení 100 je to 140 dB (minimální 120 dB) a při zesílení 1000 se hodnota k_d již dále nemění. Pro první stupeň zesílení bude zvoleno zesílení 3,5 (viz dále) a lze tedy odhadnout z výše uvedených hodnot jeho k_d , jenž bude přibližně 110 dB [14].

Jak už bylo zmíněno dříve v kapitole 3, předzesilovač musí splňovat níže uvedené požadavky:

- Ochrana vstupů před statickou elektřinou.
- Ochrana vstupů před přepětím.
- Ochrana vstupů před možným rušením z vysokofrekvenčních zdrojů.
- Potlačení nežádoucího rušení, kterým je nejčastěji síťový brum.
- Zesílení signálu požadováno 10000 krát [6]

Pro EEG předzesilovač bylo zvoleno nesymetrické napájení a to pro omezení rušení snímaného signálu. Zařízení je bateriově napájené. U symetrického napájení by pak pro vytvoření záporného napětí musel být použit měnič. Ten pracuje impulzně a je zdrojem rušení, které by se nemuselo podařit přiměřeně potlačit v předzesilovací části. Proto je symetrické napájení použito až za předzesilovačem, kde při použití symetrického napájení je zapojení obvodu jednodušší.

Jako ochrana před statickou elektřinou a vysokofrekvenčním rušením je využito vhodného filtru, který tvoří rezistory R_1 a R_2 spolu s kondenzátory C_1 , C_2 a C_3 a současně slouží také jako ochrana vstupu před nadměrným proudem, který by se na

zesilovač mohl dostat, pokud by se chybou v obvodu objevilo napětí větší, než je napětí napájecího zdroje. Obvyklá hodnota C_2 a C_3 u zesilovačů tohoto typu (s ohledem na velikosti R_1 a R_2) je 39pF. Rezistory R_1 a R_2 omezují tedy vstupní proud. Je předpokládáno, že na vstupu do zesilovače může vstupovat proud max. 1mA při napětí 390 V (bylo zvoleno). Rezistory tvoří tedy bezpečnostní prvek, který chrání uživatele v případě poruchy. Z tohoto předpokladu pak vychází také hodnoty rezistorů dle Ohmova zákona. [6]

$$R_1 = R_2 = \frac{390}{10^{-3}} = 390k\Omega \quad 4.1$$

Vypočtená hodnota je dostatečně vysoká na to, aby byl pacient chráněn před nadměrným proudem v případě poruchy. Například pokud by došlo k poruše zesilovače při napájecím napětí 5V, pak přes pacienta může protékat maximálně proud 12,8μA ($I = 390k/5$). Maximální povolení hodnota pro plovoucí část typu CF je 50μA. Hodnota C_1 byla zvolena také na 39pF, což je vyzkoušená hodnota z praxe.

Pokud chceme z napětí pacienta 100μV získat na výstupu EEG zesilovače 1V, pak musí mít celý zesilovač zesílení 10000. Zesílení prvního stupně volíme 3,5 a to z důvodu, abychom nepřesytili první stupeň stejnosměrným napětím elektrod a také vychází z vlastností smyčky záporné zpětné vazby. Zesílení druhého stupně volíme 250 a zesílení třetího stupně volíme nastavitelné v rozmezí 10-30 (s ohledem na variabilitu amplitudy EEG signálu u různých subjektů).

Pro přístrojový OZ AD623 pak platí následující:

zesílení rozdílového signálu bude 3,5. Vztah pro zesílení G , kde odporem R_G nastavíme výsledné zesílení, je dán výrobcem součástek v jeho katalogovém listu [14]:

$$G = 1 + \frac{100 * 10^3}{R_G}, \quad 4.2$$

pak pro odpor R_G platí:

$$R_G = \frac{100 * 10^3}{G - 1}, \quad 4.3$$

kde G rovná se v našem případě 3,5, pak po dosazení dostáváme:

$$R_G = \frac{100 * 10^3}{3,5 - 1} = 40k\Omega \quad 4.4$$

Odpor $R_G = R_3 + R_4$. Zvolíme $R_3 = R_4 = 20 \text{ k}\Omega$. Odpor R_G se rovná tedy $40k\Omega$. Rezistory $R_3 = R_4$ z odporové řady E24 existují. Hodnota výsledného zesílení je tedy rovna:

$$G = 1 + \frac{100 * 10^3}{40 * 10^3} = 3,5 \quad 4.5$$

Zesílení na druhém stupni volíme 250. Rezistor R_7 byl zvolen $2,2 \text{ M}\Omega$. Pro R_5 tedy platí:

$$R_5 = 1 + \frac{2,2 * 10^6}{250} = 8,8k\Omega \quad 4.6$$

Z řady E24 vyhovuje rezistor $8,2 \text{ k}\Omega$ (hodnota zesílení se o něco zvýší – pro přiměřenou velikost zesílení celého stupně slouží 3. stupeň předzesilovače, jehož zesílení je nastavitelné). Kondenzátor C_5 , jenž slouží jako kompenzace pro vyrovnání kmitočtu byl zvolen $1,5 \text{ nF}$ na základě doporučení výrobce v katalogovém listu.

Za tento zesilovací stupeň je umístěna horní propust odstraňující stejnosměrnou složku. Dolní mezní kmitočet zde byl zvolen vyšší oproti normálnímu klinického záznamu EEG, kde je $0,5 \text{ Hz}$. V našem případě bude dolní mezní kmitočet zvolen 4 Hz , čímž dojde k potlačení pohybových artefaktů. Odpor R_{12} byl zvolen $1M\Omega$, a fóliový kondenzátor C_7 tak vypočten ze vztahu:

$$C_7 = \frac{1}{6,28 * f_{md} * R_{12}} = \frac{1}{6,28 * 4 * 10^6} = 39nF, \quad 4.7$$

zvolíme nejbližší hodnotu fóliového kondenzátoru C_7 33 nF .

Ke kompenzaci stejnosměrné složky elektrod slouží integrátor. Zde byl použit operační zesilovač TLC272P (IC2B), který určuje nejnižší přenášený kmitočet, jenž je určen časovou konstantou $\tau = R_6 * C_4$. Má také funkci filtru horní propusti. Jeho dolní

mezní kmitočet byl zvolen 1 Hz. Z důvodu potlačení vlivu pohybových artefaktů a tím i případného zahlcení vstupu zesilovače. Vstup tohoto integrátoru je připojen na pin 6 IC1 a jeho výstup na kompenzační vstup pinu 5 IC1. Vytváří se zde tedy záporná smyčka zpětné vazby, která provádí kompenzaci.

Pro dolní mezní kmitočet tedy platí:

$$f_{md} = \frac{1}{6,28 * R_6 * C_4} \quad 4.8$$

$$R_6 * C_4 = \frac{1}{6,28 * f_{md}} = 0,159s, \quad 4.9$$

časová konstanta je tedy rovna 0,159 s.

Zvolíme si kondenzátor $C_4 = 1\mu F$, který bude fóliový a dopočteme hodnotu R_6 :

$$R_6 = \frac{1}{6,28 * 1 * 10^{-6}} = 159k\Omega \quad 4.10$$

Z řady E24 volíme nejbližší hodnotu 150 kΩ.

V literatuře se uvádí, že velikost EEG signálu se pohybuje u různých subjektů v rozmezí okolo od 80 do 150 μV. Aby bylo možno kompenzovat tento velikosti signálu, byla zde zvolena možnost nastavení zesílení třetího stupně v rozmezí od 10 do 30. Zde byl zvolen opět zesilovač TLC272P, který je invertující a je symetricky napájen a to v ohledu na napájení dalších částí zařízení - pásmového filtru a generátoru, jenž budou také napájeny symetricky.

Nyní vypočteme hodnoty rezistorů R_{13} , R_{14} a potenciometru P_1 .

Zvolíme tedy rozsah zesílení 10 - 30. Platí tedy:

$$K = 1 + \frac{R_{13}}{R_{14} + P_1} \quad 4.11$$

Pro zesílení 10 musí platit:

$$\frac{R_{13}}{R_{14} + P_1} = 9, \quad 4.12$$

tedy:

$$\frac{R_{13}}{9} = R_{14} + P_1 \quad 4.13$$

Zvolíme rezistor R_{13} roven 100 k Ω a bude platit, že:

$$\frac{10^5}{9} = R_{14} + P_1, \quad 4.14$$

pak je součet $R_{14} + P_1$ roven přibližně 11 k Ω . Proto zvolím rezistor R_{14} roven 1 k Ω a potenciometr P_1 volím 10 k Ω lineární. Pomocí potenciometru bude možné nastavit citlivost zesílení.

U předzesilovače byla zvolena aktivní zem. Tímto způsobem lze totiž zlepšit diskriminanční činitel diferenčního vstupu. Aktivní zem je složena z impedančního transformátoru (IC3A), jehož vstup je připojen mezi rezistory R_3 a R_4 a z invertujícího zesilovače (IC3B). S ohledem na fázi signálu přiváděného z IC1 se tak vytváří záporná zpětná vazba. Pro oba zesilovače je použit zesilovač TLC272 (obsahuje dva operační zesilovače.) Protože je využito nesymetrické napájení, jsou neinvertující vstupy zesilovačů IC2A a IC3B připojeny na zdroj referenčního napětí LM336LP. Zesílení v této smyčce zpětné vazby se obvykle volí okolo 20 (vyzkoušená hodnota z praxe).

Zvolme tedy hodnotu pro R_8 hodnotu 330 k Ω , pak dle následujícího vztahu bude hodnota R_{10} rovna:

$$R_{10} = \frac{3,3 \cdot 10^5}{20} = 16,5 \text{ k}\Omega, \quad 4.15$$

zvolíme nejbližší hodnotu odporu R_{10} z řady E24 a to 16 k Ω .

Hodnota kondenzátoru C_6 u invertujícího zesilovače bude rovna ze vztahu pro horní mezní kmitočet:

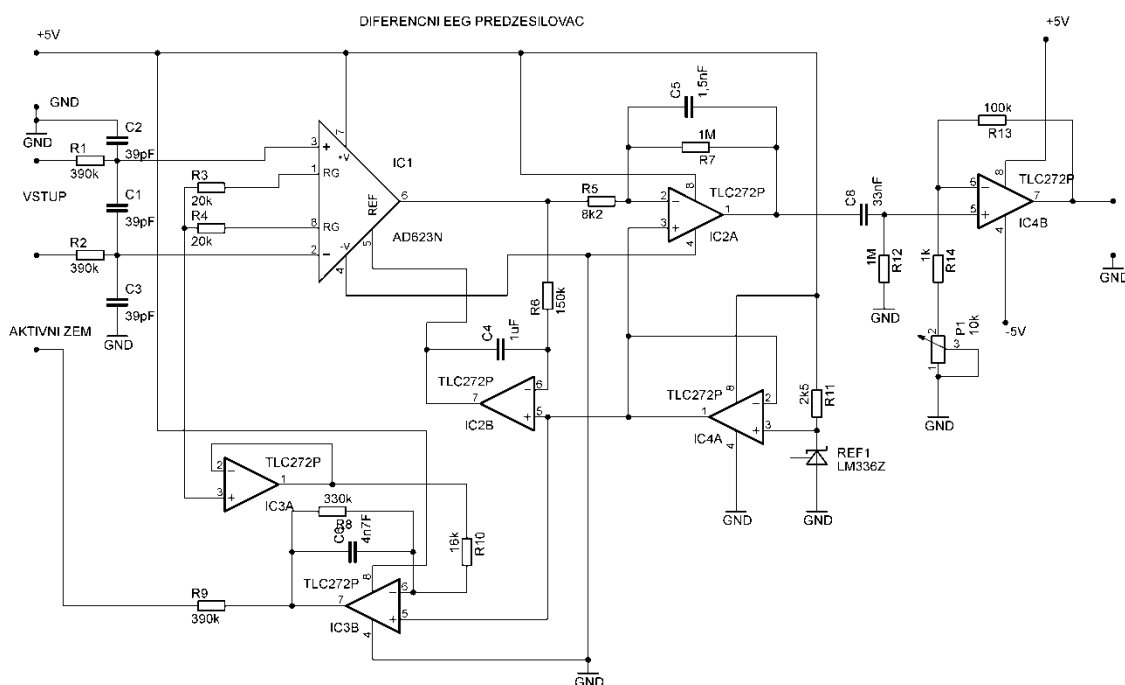
4.16

$$C_6 = \frac{1}{6,28 * f_{mh} * R_9} = \frac{1}{6,28 * 110 * 3,3 * 10^5} \cong 4,4 nF$$

Nejbližší hodnota pro fóliové kondenzátory je pro C_7 rovna 4,7 nF.

Pro hodnotu R_9 platí stejné závěry jako pro hodnoty rezistorů R_1 a R_2 , které slouží jako ochrana vstupů (bezpečnostní důvody).

Jelikož bylo u předzesilovače použito nesymetrické napájení, je nutno pro zajištění jeho funkce posunout napětí některých vstupů zesilovačů o jistou hodnotu kladnou vůči zemi. Pro vytvoření tohoto pomocného napětí byl použit zdroj referenčního napětí obvod LM336LP 2,5V (polovina napájecího zdroje). Rezistor R_{11} byl zvolen 2,5 kΩ na základě doporučený výrobce v katalogovém listu. Ke zdroji referenčního napětí je připojen operační zesilovač TLC272P (IC4), který má funkci impedančního transformátoru a zaručuje, že zdroj referenčního napětí má velmi malý výstupní odpor. To je velmi důležité z hlediska velikosti diskriminačního činitele vstupního přístrojového operačního zesilovače, kde je toto napětí přivedeno na kompenzační vstup. Kompenzační napětí, které připojujeme na pin 5 (IC2B), musí být ze zdroje s velmi malým vnitřním odporem. [15]



Obrázek 23: Obvodové zapojení EEG předzesilovače [6]

4.2 Indikátor zesílení

Indikátor úrovně zesílení bude uživateli na panelu zařízení pomocí barevného LED sloupce signalizovat velikost úrovně zesílení signálu. Jako sloupcové indikátory se používají bargrafy, jak bude použito i v našem případě. Nyní přejdeme k samotnému obvodovému zapojení.

Na vstupu je nejprve připojen obvod zesilovače TLC272P, který je invertující. Slouží k nastavení citlivosti indikátoru. Pro výpočet jednotlivých rezistorů vycházíme ze vztahu pro zesílení. Zvolíme si tedy zesílení pro tento zesilovač rovno 3, pak platí:

$$K = 1 + \frac{R_{16} + P_2}{R_{15}} = 3, \quad 4.17$$

kde $R_{16} + P_2$ položíme rovno neznámé:

$$R_{16} + P_2 = R_N, \quad 4.18$$

$$\frac{R_N}{R_{15}} = 3 - 1, \quad 4.19$$

a pak tedy musí platit:

$$2R_{15} = R_N, \quad 4.20$$

zvolím rezistor R_{15} roven 10 k Ω , pak bude tedy rezistor R_N ($R_{16} + P_2$) dle podmínky roven 20 k Ω . Nejbližší existující hodnota pro odporový trimr P_2 je 22 k Ω . Rezistor R_{16} volím 1 k Ω . Zesílení po přepočtu vychází o něco málo vyšší, což však ničemu nevádí. Rezistor R_{17} byl zvolen 1 M Ω .

Sloupcový bargraf (obsahuje 10 LED diod) je připojen k řídicímu obvodu LM3914N. Tento obvod signalizuje velikost měřeného signálu pomocí deseti LED diod. a podle aktuálního vstupního napětí aktivuje jednu z deseti LED diod. Základem obvodu je deset komparátorů propojených jedním vývodem na odporovou řadu a druhým vývodem na vstupní signál.

Hodnoty rezistorů R_{18} a R_{19} byly převzaty z katalogového listu doporučené výrobcem. R_{18} je rovno 10 k Ω a R_{19} je roven 390 Ω . Za rezistorem R_{18} je připojena dioda D1, která má funkci usměrňovače, a zaručuje tak, že výstupní napětí bude jen kladné [16].

Kondenzátor C_8 , jenž má funkci blokování napájení volíme 220nF, což je doporučená hodnota z praxe.

K integrovanému obvodu LM3914N připojen spínací tranzistor BC337, jehož spínání je řízeno generátorem s časovačem NE555. Impulzy, které časovač vyrábí, jsou přiváděny přes spínač do řídicího obvodu bargrafu a snižují jeho jas – tím se snižuje proud LED diod a dochází tak ke snížení proudového odběru. Nyní vypočteme jednotlivé rezistory připojené k obvodu časovače NE555. Dle doporučení výrobce je frekvence spínání 1kHz [17].

Pro opakovací kmitočet jednoduchého generátoru s časovačem NE555 bývá uváděn vztah:

$$f = \frac{1,44}{(R_A + 2R_B)C}, \quad 4.21$$

kde $R_A = R_{21}$ a $R_B = R_{22}$ a $C = C_9$

$$(R_A + 2R_B) = 1,44, \quad 4.22$$

$$R_A C f + 2R_B C f = 1,44, \quad 4.23$$

$$R_B = \frac{1,44 - (R_A * C * f)}{2 * C * f} = 14,8k\Omega, \quad 4.24$$

kde R_A (R_{21}) si zvolím $1k\Omega$ a C_9 si zvolím 47nF. Pak R_B je rovno:

$$R_B = \frac{1,44 - (10^3 * 47 * 10^{-9} * 10^3)}{2 * 47 * 10^{-9} * 10^3} = 14,8k\Omega, \quad 4.25$$

zaokrouhlíme na nejbližší existující hodnotu z řady E12 a pak tedy R_{22} je roven $15\text{ k}\Omega$. Zároveň je tedy splněna podmínka, kdy rezistor R_{22} je mnohonásobně větší než R_{21} . Hodnota kondenzátoru C_{10} byla zvolena z katalogového listu výrobce 10 nF . Nyní nám zbývá dopočítat hodnotu rezistoru R_{20} , jenž je připojen ke spínacímu tranzistoru BC337. Budeme vycházet z následujících vztahů:

$$I_{k\max} = \frac{U_{\max} - U_{kes}}{R_{18}} = \frac{4 - 0,04}{10^4} = 0,4\text{mA}, \quad 4.26$$

kde $I_{k\max}$ je maximální kolektorový proud, U_{\max} je maximální výstupní napětí a U_{kes} je napětí kolektor-emitor-saturační.

Pro spínací tranzistor BC337 platí (viz katalogový list výrobce), že proudový zesilovací činitel $\beta = 100$.

Je nutno zvolit opravný činitel s , který je také označován jako činitel nasycení a který provádí opravu proudového zesilovacího činitele. Obvykle se volí rovno 2 ($s = 2$).

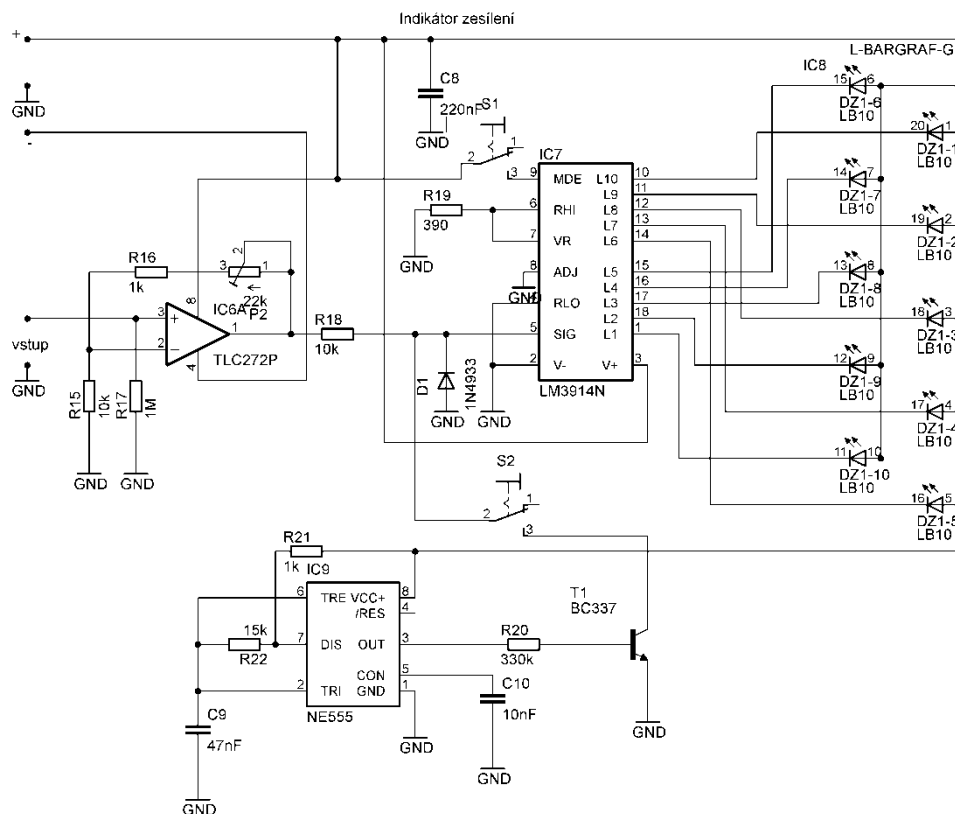
$$I_{bns} = \frac{I_{k\max}}{\beta} * s = \frac{4 * 10^{-4}}{100} * 2 = 8\mu\text{A}, \quad 4.27$$

Pak pro proud protékající bází tranzistoru I_{bns} platí:

pak R_{20} vypočteme dle Ohmova zákona jako:

$$R_{20} = \frac{U_i - U_{bes}}{I_{bns}} * s = \frac{3,6 - 0,6}{8 * 10^{-6}} * 2 = 375\text{k}\Omega, \quad 4.28$$

kde U_i je vstupní napětí, U_{bes} je napětí báze- emitor- saturační. Hodnoty pro uvedená napětí byly zjištěny s katalogového listu výrobce. Volíme rezistor z řady E24 $330\text{ k}\Omega$. Mírně dojde ke zvětšení činitele nasycení, ale funkce nebude jinak ovlivněna [18].



Obrázek 24: Obvodové zapojení indikátoru zesílení.

4.3 Pásmová propust

Pro výběr kmitočtu alfa pásma, které je v rozmezí od 8 do 13 Hz jsem použila filtr Sallen-Key, který je sestaven z horní a dolní propusti. Dolní propust má tedy dolní mezní kmitočet 8 Hz a horní propust bude mít horní mezní kmitočet 13 Hz. Pro náš případ platí, že oba filtry (dolní i horní propust) mají stejné zesílení 2.

Pro horní propust platí:

$$f_{md} = \frac{1}{2\pi RC}, \quad 4.30$$

kde $R = R_{23} = R_{24}$, $C = C_{11} = C_{12}$ a dolní mezní kmitočet $f_{md} = 8$ Hz.

kde C volím rovno $1\mu F$

$$R = \frac{1}{2\pi f_{md} C}, \quad 4.31$$

$$R = \frac{1}{\frac{6,28 * 8}{10^{-6}}} = 19,89 k\Omega, \quad 4.32$$

volím nejbližší hodnotu z řady E24 20kΩ. Platí tedy, že $R_{23}=R_{24}=20 k\Omega$ a $C_{11}=C_{12}=1\mu F$.

Po přepočtu dolní mezní kmitočet je roven:

$$f_{md} = \frac{1}{6,28 * 2 * 10^4 * 10^{-6}} = 7,95 Hz \quad 4.33$$

Drobná změna kmitočtu tedy nastane, ale je pro nás nevýznamná. Dále ještě musíme uvažovat toleranci zvolené hodnoty 20 kΩ, která je $\pm 1\%$. Dále jsme zvolili kondenzátor $C_{11}(C_{12})$ roven 1μF, jenž má toleranci $\pm 5\%$. Protože kmitočet filtru určují pasivní součástky, které filtr obsahuje, je nutné spočítat toleranci pro nejméně příznivý případ, jenž nastane, když rezistor bude mít toleranci +1% a kondenzátor +5%. Může to však být i obráceně, tj. rezistor má toleranci -1% a kondenzátor -5%.

V prvním případě je dolní mezní kmitočet roven:

$$f_{md} = \frac{1}{6,28 * 2,02 * 10^4 * 1,05 * 10^{-6}} = 7,5 Hz \quad 4.34$$

V druhém případě je dolní mezní kmitočet roven:

$$f_{md} = \frac{1}{6,28 * 1,98 * 10^4 * 9,5 * 10^{-7}} = 8,46 Hz \quad 4.35$$

Z vypočtených kmitočtů můžeme konstatovat, že se kmitočet změní od požadovaného v nejvíce nepříznivém případě o 0,5 Hz, což je pro nás nevýznamné.

Pro dolní propust platí:

$$f_{mh} = \frac{1}{2\pi RC}, \quad 4.36$$

kde $R=27=28$, $C=C_{13}=C_{14}$ a horní mezní kmitočet $f_{mh} = 13$ Hz.

$$R = \frac{1}{2\pi f_{mh} C}, \quad 4.37$$

kde C volím rovno $1\mu F$

$$R = \frac{1}{\frac{6,28 * 13}{10^{-6}}} = 12,24 k\Omega, \quad 4.38$$

volím nejbližší hodnotu z řady E24 $12 k\Omega$. Platí tedy, že $R_{27}=R_{28}=12k\Omega$ a $C_{13}=C_{14}=1 \mu F$.

Po přepočtu horní mezní kmitočet je roven:

$$f_{mh} = \frac{1}{6,28 * 1,2 * 10^4 * 10^{-6}} = 13,26 Hz, \quad 4.39$$

změna kmitočtu o desetiny je pro nás nevýznamná. Jako u horní propusti uvažujeme toleranci zvolené hodnoty $12k\Omega$, která je také $\pm 1\%$ a u zvoleného kondenzátoru $C_{13}(C_{14})$ je to tedy opět $\pm 5\%$. Nyní je nutné provést výpočet kmitočtu s uvedenou tolerancí součástek pro dva nejméně příznivé případy, kdy rezistor bude mít toleranci $+1\%$ a kondenzátor $+5\%$ anebo obráceně, tj. rezistor má toleranci -1% a kondenzátor -5% .

V prvním případě bude horní mezní kmitočet roven:

$$f_{mh} = \frac{1}{6,28 * 1,212 * 10^4 * 1,05 * 10^{-6}} = 12,51 Hz \quad 4.40$$

V druhém případě bude horní mezní kmitočet roven:

$$f_{mh} = \frac{1}{6,28 * 1,188 * 10^4 * 9,5 * 10^{-7}} = 14,1 \text{ Hz} \quad 4.41$$

Zde vidíme, že horní mezní kmitočet se liší o 0,5 Hz až 1 Hz, což je pro nás nevýznamné.

Zbývá nám vypočítat hodnoty rezistorů R_{25} , R_{26} a R_{29} a R_{30} . Pro dané filtry (horní a dolní propust) bude platit, že:

$$R_{25} = R_{29}$$

$$R_{26} = R_{30}$$

Jak už bylo zmíněno v úvodu, zesílení pro oba filtry bude stejné.

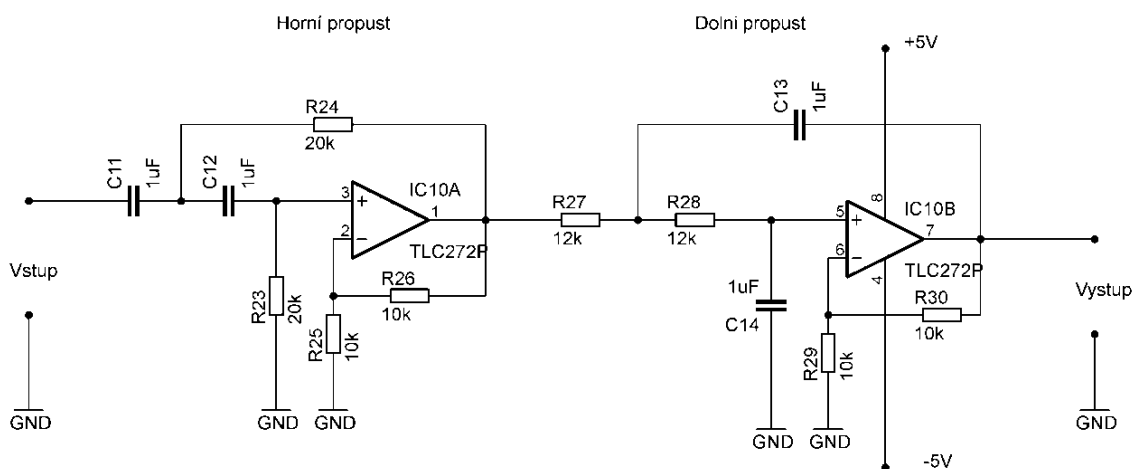
Zvolím tedy nejmenší zesílení rovno 2, pak:

$$K = 1 + \frac{R_{26}}{R_{25}} = 2 \quad 4.42$$

$$\frac{R_{26}}{R_{25}} = 1, \quad 4.43$$

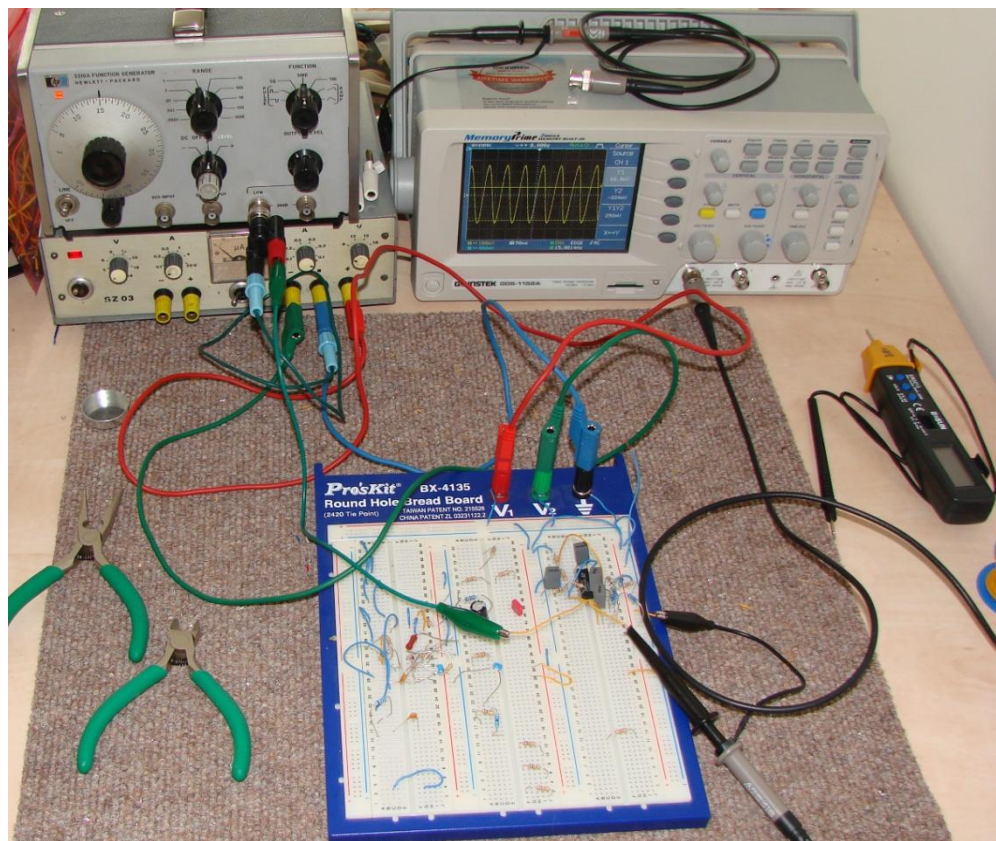
z této rovnice tedy dostaneme, že $R_{25} = R_{26}$. Zvolím tedy oba rezistory rovny 10 kΩ. Z uvedené podmínky pak platí, že rezistory R_{29} a R_{30} budou mít stejné hodnoty.

Pásmová propust



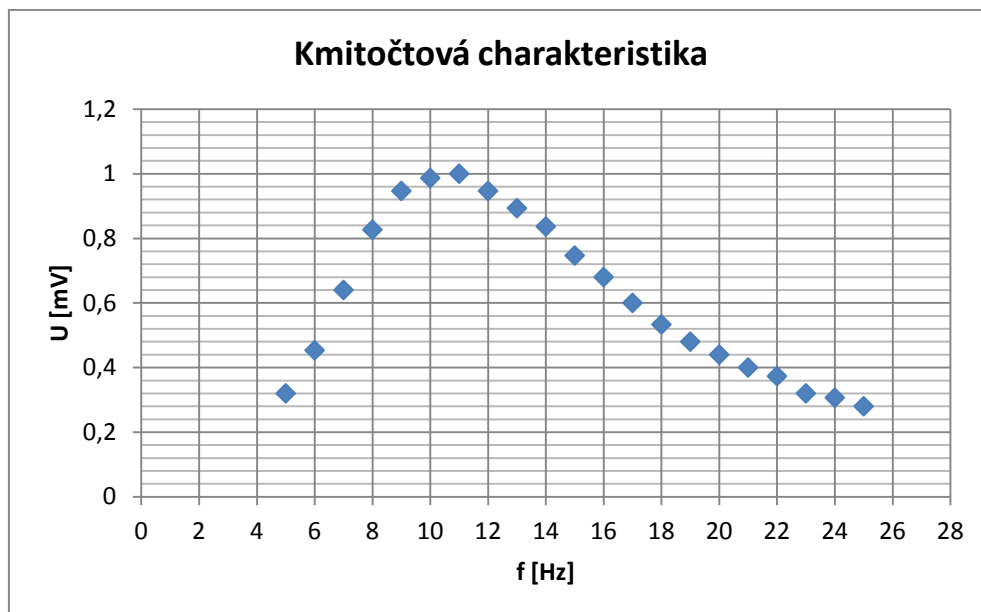
Obrázek 25: Obvodové zapojení pásmové propusti

Funkčnost pásmové propusti byla otestována na nepájivém poli, kde byla pomocí osciloskopu a funkčního generátoru změřena (viz obr. 26) jeho kmitočtová charakteristika, která je uvedena na obr. 27.



Obrázek 26: Měření kmitočtové charakteristiky na nepájivém poli

Z uvedené kmitočtové charakteristiky vyplývá, že filtr propouští v kmitočtovém pásmu od 8 do 13 Hz.

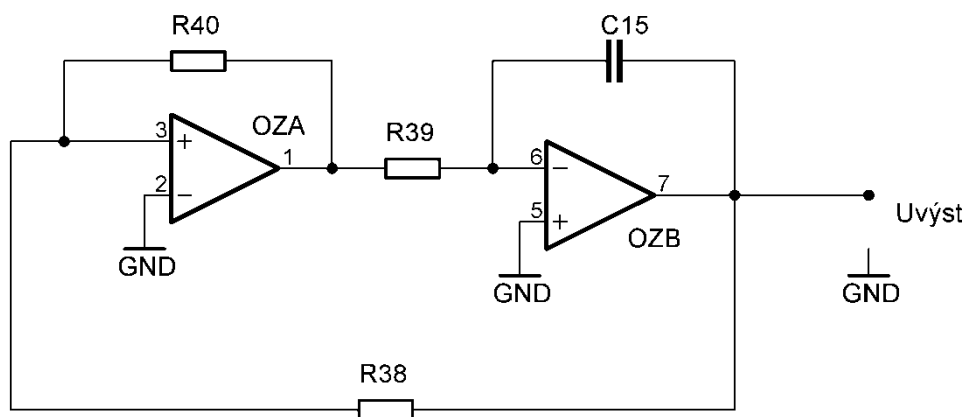


Obrázek 27: Kmitočtová charakteristika navržené pásmové propusti

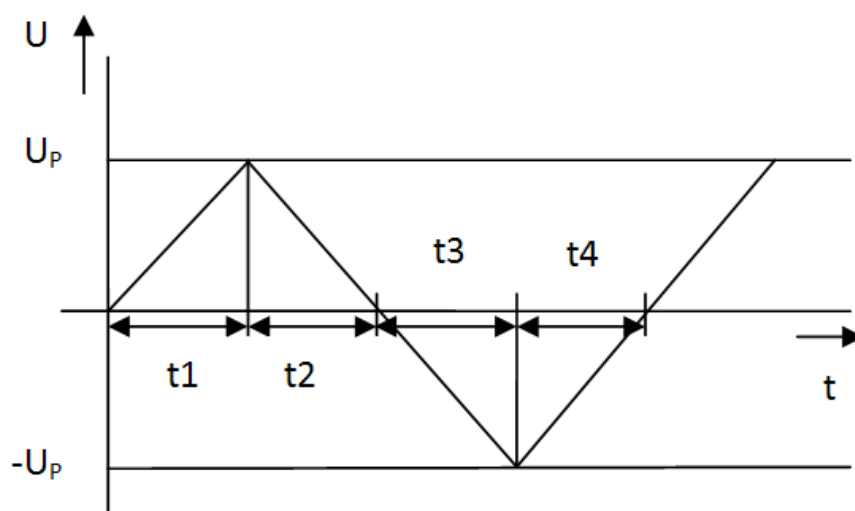
4.4 Napěťově řízený generátor

Nejprve je nutné odvodit vztah pro kmitočet generátoru. Budeme vycházet z následujících úvah.

RC generátor:



Obrázek 28: Obvodové schéma RC generátoru



Obrázek 29: Průběh trojúhelníkových kmitů generátoru

Vycházíme z těchto následujících vztahů:

$$\frac{U_P}{R_{39}} + \frac{U_{\max}}{R_{40}} = 0, \quad 4.44$$

$$|U_P| = \frac{R_{39}}{R_{40}} * U_{\max}, \quad 4.45$$

kde U_P je prahové napětí komparátoru a $U_{\max} \cong 0,8 U_b$ - maximální výstupní napětí komparátoru (pro zesilovač „rail-to-rail“ je $U_{\max} \cong U_b$), kde U_b je napětí napájecího zdroje.

Pro lineární nabíjení kondenzátoru C_{15} v integrátoru platí:

$$U_C = \frac{U_{\max} * t}{R_{38} * C_{15}}, \quad 4.46$$

kde t je doba, po kterou se kondenzátor nabíjí a U_{\max} je napětí zdroje, ze kterého je kondenzátor nabíjen.

Jednu periodu výstupního napětí (viz obr. 29) lze rozložit do 4 stejně dlouhých úseků. Například pro interval t_4 platí, že kondenzátor C se musí nabít z hodnoty 0 na hodnotu U_P a nabíjí se ze zdroje napětí o velikosti U_{\max} . Proto můžeme psát:

$$U_C = \frac{U_{\max} * t_4}{R_{38} * C_{15}}, \quad 4.47$$

kde $U_C = U_P$, proto

$$U_P = \frac{U_{\max} * t_4}{R_{38} * C_{15}}, \quad 4.48$$

$$U_P = \frac{R_{39}}{R_{40}} * U_{\max}, \quad 4.49$$

$$\frac{R_{39}}{R_{40}} * U_{\max} = \frac{U_{\max} * t_4}{R_{38} * C_{15}}, \quad 4.50$$

$$t_4 = \frac{R_{39} * R_{38} * C_{15}}{R_{40}}, \quad 4.51$$

vzhledem k tomu, že platí $T = 4 * t_4$ je

$$T = \frac{4 * R_{39} * R_{38} * C_{15}}{R_{40}}, \quad 4.52$$

Pro kmitočet tedy platí vztah:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{R_{40}}{4 * R_{39} * R_{38} * C_{15}} \quad 4.53$$

Pro vytvoření biologické zpětné vazby je zapotřebí vytvořit generátor pracující v akustické oblasti, jehož kmitočet bude řízen napětím – velikostí alfa aktivity (viz obr. 30). Základ tohoto generátoru tvoří obvod sestávající z integrátoru (IC11A) a komparátoru s hysterezí (IC11B). Tento obvod má na výstupu 1 trojúhelníkovité kmity a na výstupu (pin 7) obdélníky se střídou 0,5 (tj. impuls i mezera mají stejnou dobu trvání. Pro náš účel je potřebné, aby se měnil pouze opakovací kmitočet, ale aby

amplituda výstupního signálu z generátoru byla konstantní. Toho lze dosáhnout pouze tehdy, když bude kmitočet měněn změnou časové konstanty integrátoru. Z technického hlediska je zde pouze jediná možnost a to změna velikosti odporu, který je součástí časové konstanty integrátoru. Ten je tvořen paralelní kombinací rezistoru R38 a odporu tranzistoru řízeného polem, který je součástí optočlenu H11F1. Optočlen H11F1 sestává z LED a z tranzistoru řízeného polem.

Na výsledný opakovací kmitočet mají tedy vliv dvě veličiny:

- časová konstanta τ , jež je dána jako $R_{38} \cdot C_{15}$
- prahové napětí komparátoru, které je určeno poměrem rezistorů R_{39}/R_{40}

Řízení kmitočtu tohoto generátoru je prováděno napětím, které přivádíme na vstup IC11D, jenž pracuje jako impedanční transformátor a spolu s R31 určuje vstupní odpor celého napětím řízeného generátoru. Nastavením zesílení tohoto zesilovače pomocí odporového trimru P₃, je možno nastavit vzájemný vztah mezi kmitočtovým zdvihem a amplitudou vstupního signálu. Operační zesilovač IC11C je zapojen jako sumátor, který k řídicímu signálu, jenž je na jeden z jeho dvou vstupů přiveden z výstupu impedančního transformátoru (IC11D) připočítává stejnosměrnou složku, jejíž velikost určuje nastavení odporového trimru P₄. Tím je možno nastavit klidový opakovací kmitočet generátoru. Výstup ze sumátoru je veden na vstup optočlenu, který se skládá z LED a tranzistoru řízeného polem. Ten pracuje jako řízený odpor, přičemž řídicí veličinou je proud procházející LED. Odpor tranzistoru řízeného polem se tedy mění v závislosti na proudu LED, která je napájena z výstupu sumačního zesilovače IC11C. Označíme-li rezistor tranzistoru řízeného polem jako R_{FET} , potom je časová konstanta ovlivňující kmitočet generátoru určena:

$$R_N = \frac{(R_{37} + R_{FET}) \cdot R_{38}}{R_{37} + R_{FET} + R_{38}}, \quad 4.54$$

a kdy $\tau_g = R_N \cdot C_{15}$,

kde τ_g je časová konstanta integrátoru napětím řízeného generátoru.

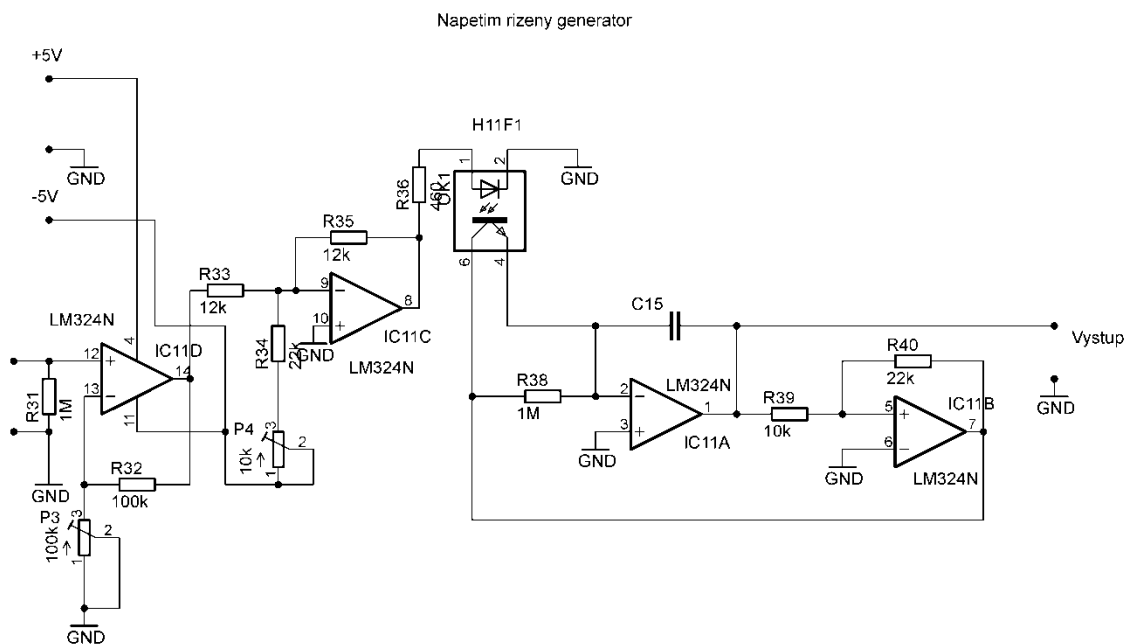
Jednotlivé složky této časové konstanty mají následující funkci:

R_{38} – zajišťuje činnost generátoru (alespoň na nějakém nižším kmitočtu),
pro $I_{LED} = 0$. To usnadňuje základní nastavení generátoru

R_{37} – snižuje vliv změny R_{FET} na kmitočet (lze jej případně vypustit)

R_{36} – limituje maximální proud LED a z části linearizuje její charakteristiku (byl změřen, jeho hodnota je $460\ \Omega$).

Dále rezistory R_{33} , R_{34} , R_{35} a odporový trimr P_4 vytvářejí spolu s IC11C sumační zesilovač. Pomocí odporového trimru P_4 lze nastavit základní kmitočet generátoru.



Obrázek 30: Obvodové zapojení napětově řízeného generátoru [31]

Nyní přejdeme k výpočtu jednotlivých částí obvodu:

a) Komparátor

Předpokládejme, že prahové napětí položíme rovno $1/2 U_{max}$. To znamená, že amplituda výstupního signálu bude přibližně rovna $1/2$ napájecího napětí, od kterého musíme odečíst napětí na koncových stupních operačního zesilovače (viz katalogový list). Zvolíme R_{40} rovno $22\text{k}\Omega$. V řadě je nejbližší hodnotou pro $0,5 \cdot R_{40}$ $10\text{k}\Omega$. Hodnota R_{39} bude tedy $10\text{k}\Omega$. Zde máme bezpečně zaručeno, že výstupní trojúhelníkové kmity nebudou ořezány.

Pro biologickou zpětnou vazbu bude využít, jak už bylo zmíněno v kapitole 3 trojúhelníkový signál, který při reprodukci zní lépe než obdélníkový (má „měkký tón“).

b) Řízení kmitočtu

Základní kmitočet (bez modulace) zvolíme 2,5 kHz. Leží v pásmu kmitočtů, které ucho nejlépe vnímá.

Pro opakovací kmitočet platí:

$$f = \frac{R_{40}}{4 * R_{39} * R_{38} * C_{15}} \quad 4.55$$

Z charakteristiky optočlenu volíme $R_{FET} = 50 \text{ k}\Omega$ - tomu odpovídá podle charakteristiky optočlenu odpovídající úroveň I_{LED} optočlenu. Dále zvolíme $R_{38} \gg R_{FET}$, aby při změnách R_{FET} nebyla ovlivněna linearita změny R_{FET} (viz Příloha B: graf 1 závislosti paralelní kombinace odporů). R_{38} zvolíme roven 1 M Ω . Vytvoření této paralelní kombinace $R_{38} \parallel R_{FET}$ znamená, že pokud bude proud I_{LED} roven nule, bude generátor přesto pracovat, i když na dosti nízkém kmitočtu (viz dále), což usnadní jeho nastavení.

Nyní vypočteme hodnotu C_{15} :

$$C_{15} = \frac{R_{40}}{4 * R_{39} * R_{FET} * f} \quad 4.56$$

$$C_{15} = \frac{2,2 * 10^4}{4 * 10^4 * 5 * 10^4 * 2,5 * 10^3} = 4,4 nF, \quad 4.57$$

nejbližší hodnota v řadě je 4,7 nF. Kmitočet na požadovaných 2,5 kHz upravíme odporovým trimrem P_4 .

Pokud nepoteče žádný proud I_{LED} , pak bude kmitočet generátoru:

$$f = \frac{R_{40}}{4 * R_{39} * R_{38} * C_{15}} = \frac{2,2 * 10^4}{4 * 10^4 * 10^6 * 4,7 * 10^{-9}} = 117 Hz \quad 4.58$$

Funkčnost generátoru i při $I_{LED} = 0$ je tedy zaručena. I při nevhodně nastaveném P_4 bude generátor vykazovat nějakou činnost a bude jej možno snadno nastavit.

c) Sumátor

Zvolíme přenos pro modulační signál rovno 1 a přenos stejnosměrného napětí pro nastavení základního proudu LED 0,5. Z první podmínky vyplývá, že $R_{33}=R_{35}$. Zvolíme hodnotu těchto rezistorů 12 kΩ. To znamená, že R_{vst} pro modulační signál je 12 kΩ, což je zátěž IC11D (impedanční transformátor). Jeho výstup je tedy v podstatě naprázdno.

Výpočet R_{34} a odporového trimru P_4 :

Vycházíme ze vztahu:

$$\frac{U_{výst}}{U_{vst}} = \frac{2,1}{5} = 0,42, \quad 4.59$$

,kde $U_{výst}$ je výstupní napětí ze součtového zesilovače (bylo změřeno).

Musí platit:

$$\frac{R_{35}}{P_4 + R_{34}} = 0,42, \quad 4.60$$

kde odpor R_{35} byl zvolen 12kΩ

$$P_4 + R_{34} = \frac{12 \cdot 10^3}{0,42} = 28,6 \text{ k}\Omega, \quad 4.61$$

kde součet $R_{34}+P_4$ upravíme takto:

P_4 volím rovno 10 kΩ (trimr cermetový) a R_{34} volím 22kΩ.

Dále vstupní odpor R_{31} zvolím rovno 1MΩ.

Výpočet rezistoru R_{32} a odporového trimru P_3 , jenž slouží k nastavení kmitočtového zdvihu, provedu takto:

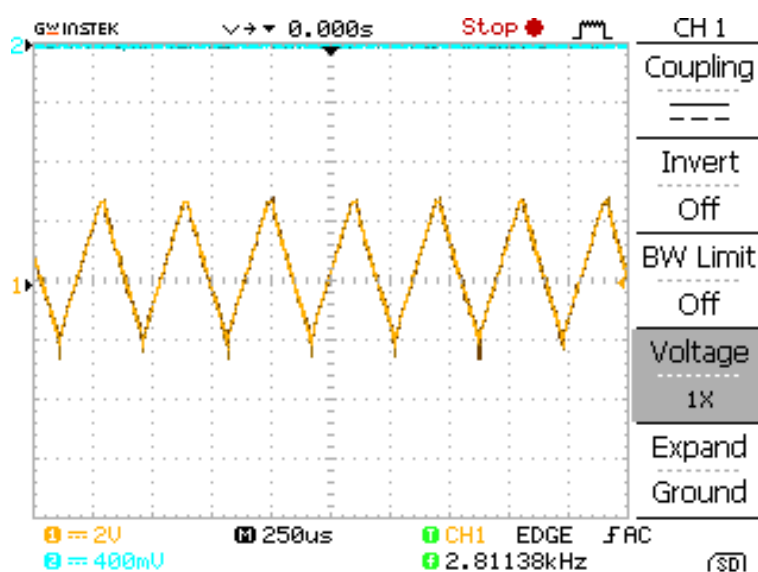
Zvolím nejmenší zesílení 2:

$$K = 1 + \frac{R_{32}}{P_3} = 2 \quad 4.62$$

$$\frac{R_{32}}{P_3} = 1, \quad 4.63$$

pak tedy mohu psát $R_{32}=P_3=100 \text{ k}\Omega$.

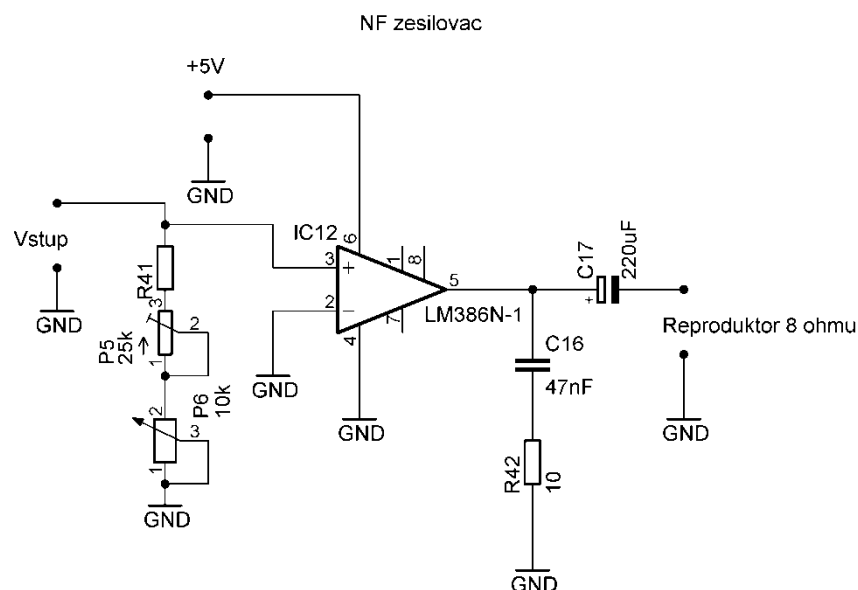
Funkčnost a průběh napětí samotného generátoru jsme si ověřili pomocí osciloskopu, jak je vidět na obr. 31. Průběh napětí byl snímán na výstupu zesilovače pro reproduktor. Kmitočet bez modulace byl 2,8 kHz. To je zcela vyhovující.



Obrázek 31: Průběh trojúhelníkových kmitů generátoru

4.5 Nízkofrekvenční zesilovač pro reproduktor

Jako koncový stupeň byl zvolen nízkofrekvenční zesilovač - obvod LM386N, který je vhodný k aplikacím pro reproduktor. Zisk tohoto zesilovače je nastavitelný v rozmezí 20 až 200. Jednotlivé hodnoty součástek byly převzaty z katalogového listu výrobce. Na vstup výkonového zesilovače je připojen logaritmický potenciometr P_5 10 k Ω a který bude sloužit k regulaci hlasitosti. Rezistor R_{41} a odporový trimr P_6 budou sloužit ke zvýšení regulace hlasitosti pomocí potenciometru P_6 . Pro rezistor R_{41} byla zvolena hodnota 22 k Ω a odporový trimr byl zvolen P_6 25 k Ω . Fóliový kondenzátor C_{16} 47 nF, rezistor R_{42} 10 Ω a elektrolytický kondenzátor C_{17} , přes který je připojen reproduktor má hodnotu 220 μ F. Jako reproduktor byl zvolen LP - 50CP08K, který je určen pro maximální příkon 600 mW [25].



Obrázek 32: Obvodové zapojení NF zesilovače pro reproduktor

4.6 Zdroj

Nyní přejdeme k elektrickému obvodovému zapojení zdroje. Nejprve však provedeme energetickou bilanci celého zařízení.

4.6.1 Energetická bilance

Nejdříve je nutno udělat energetickou rozvahu a spočítat celkový maximální odebraný proud (spotřebu) všech integrovaných obvodů zařízení, abychom věděli, že námi zvolený stabilizátor je schopen tento proud dodat. Integrované obvody, které jsou napájeny symetrickým napětím $\pm 5\text{ V}$, mají hodnoty pro kladnou i zápornou větev napájení a obvody, jenž jsou napájeny nesymetrickým napětím, mají uvedeny proudové odběry jen pro kladnou větev napětí (viz uvedené tabulky níže). S výpočtem postupujeme tak, že u záporné větve spočítáme spotřebu a k tomu připočteme vlastní spotřebu měniče a máme celkový odběr z hlediska vstupních svorek měniče. Poté spočítáme spotřebu v kladné větvi, k tomu připočítáme spotřebu na vstupních svorkách měniče a to je odběr z výstupu stabilizátoru. K tomu ještě připočteme vlastní spotřebu stabilizátoru. Dále je také nutné připočítat k vlastním spotřebám integrovaných obvodů proud, který odebíráme z jejich výstupu. Tzn., že nelze zanedbat zatížení výstupu jednotlivých obvodů. To se pozná podle hodnot součástek, které jsou k příslušnému obvodu připojeny. Zde bereme v úvahu zatížení u obvodů, které bylo menší než $10\text{ k}\Omega$.

Ostatní zatížení, které bylo větší, zanedbáme (výstup naprázdno). K celkovému proudu připočteme 10mA jako rezervu za zanedbané menší proudy

Nyní spočteme postupně spotřeby u jednotlivých integrovaných obvodů zařízení. Jednotlivé spotřeby byly zjištěny z katalogových listů výrobců [15] [16] [17] [18] [19] [20] [21] [22] [23] [24] [25].

EEG předzesilovač:

IC1 - AD 623 (přístrojový operační zesilovač)

- max. odebíraný proud 0,48 mA

IC2A, IC2B - TLC272P operační zesilovač (v jednom pouzdře)

- max. odebíraný proud 3,2 mA

IC3A, IC3B - TLC272P operační zesilovač (v jednom pouzdře)

- max. odebíraný proud 3,2 mA

IC4A, IC4B - TLC272P operační zesilovač (v jednom pouzdře)

- max. odebíraný proud 3,2 mA

IC5 - LM336Z napěťová reference

$$I = \frac{U_b - U_{ref}}{R_{11}} = \frac{5 - 2,5}{2,5 * 10^3} = 1mA \quad 4.64$$

,kde $U_{ref} = 2,5 \text{ V}$, $U_b = 5 \text{ V}$, $R_{11} = 2,5 \text{ k}\Omega$

| Integrovaný obvod | Maximální proudový odběr [mA] | |
|-------------------|-------------------------------|-------------------|
| | Kladná větev + 5V | Záporná větev -5V |
| AD623 | 0,48 | - |
| TLC272P | 9,6 | - |
| LM336Z | 1 | - |

Tabulka 4.1: Maximální proudový odběr EEG předzesilovače

Indikátor zesílení (bargraf):

IC6 - TLC272P operační zesilovač

- max. odebíraný proud 3,2 mA

IC7 - LM3914 převodník pro bargraf

- max. odebíraný proud 4,2 mA

- se zátěží:

$$I = \frac{1,2}{390} = 3mA, \quad 4.65$$

, kde $U_{ref}=1,2\text{ V}$ a $R_{19}=390\Omega$.

IC8 - NE555 časovač

- max. odebíraný proud 6 mA

T1 - BC337 - spínací tranzistor

, kde $U_{kes} = 80\text{ mV}$ (po sepnutí bude úbytek napětí 80mV a proud poteče přes R18) a $U_b = 5V$. Pak odebíraný proud vypočteme jako:

$$I = \frac{U_b - U_{kes}}{R_{18}} = \frac{5 - 0,08}{10^4} = 0,5mA \quad 4.66$$

Sloupcový bargraf - integrovaný obvod bargrafu obsahuje 10 LED a má maximální spotřebu 200 mA, při zapnutí všech 10 LED (1 LED odebírá 20 mA)

| Integrovaný obvod | Maximální proudový odběr [mA] | |
|-------------------|-------------------------------|-------------------|
| | Kladná větev + 5V | Záporná větev -5V |
| TLC272P | 3,2 | 3,2 |
| LM3914 | 7,2 | 7,2 |
| NE555 | 6 | 6 |
| BC337 | 0,5 | 0,5 |
| Bargraf | 200 | |

Tabulka 4.2: Maximální proudový odběr indikátoru zesílení

Pásmový filtr:

IC9A, IC9B - TLC272P operační zesilovač (v jednom pouzdře)

- max. odebíraný proud 3,2 mA

| Integrovaný obvod | Maximální proudový odběr [mA] | |
|-------------------|-------------------------------|-------------------|
| | Kladná větev + 5V | Záporná větev -5V |
| TLC272P | 3,2 | 3,2 |

Tabulka 4.3: Maximální proudový odběr pásmového filtru

Napětově řízený generátor:

IC10A, IC10B, IC10C, IC10D – LM324N operační zesilovač

- max. odebíraný proud 1,5 mA ($4 \times OZ = 4 \times 1,5 = 6 \text{ mA}$)

H11F1 – optočlen

- max. odebíraný proud 2 mA

| Integrovaný obvod | Maximální proudový odběr [mA] | |
|-------------------|-------------------------------|-------------------|
| | Kladná větev + 5V | Záporná větev -5V |
| LM324N | 6 | 6 |
| H11F1 | 2 | 2 |

Tabulka 4.4: Maximální proudový odběr napětově řízeného generátoru

NF zesilovač (koncový stupeň):

IC11 - LM386 výkonový zesilovač pro reproduktor

- max. odebíraný proud 8 mA

Reproduktor - LP-50CP08K

| Integrovaný obvod | Maximální proudový odběr [mA] | |
|-------------------|-------------------------------|-------------------|
| | Kladná větev + 5V | Záporná větev -5V |
| LM386 | 8 | 8 |

Tabulka 4.5: Maximální proudový odběr pro koncový stupeň

Zdroj:

IC13 - LM336LP napěťová reference

- max. odebíraný proud 0,5 mA

IC14 - LM393N komparátor

- max. odebíraný proud 1 mA

LED 1 - HLMP-K150 (kontrolka zapnutí zdroje), i LED2 můžeme vynechat, problikává jen v případě vybití baterie

- max. odebíraný proud 2 mA

IC15 - DC/DC měnič

- max. odebíraný proud 10 mA

| Integrovaný obvod | Maximální proudový odběr [mA] | |
|-------------------|-------------------------------|-------------------|
| | Kladná větev + 5V | Záporná větev -5V |
| LM336LP | 0,5 | - |
| LM393N | 1 | - |
| LED1 | 2 | - |
| DC/DC měnič | 10 | - |

Tabulka 4.6: Maximální proudový odběr zdroje

Nyní sečteme jednotlivé proudové odběry v kladné a záporné větvi a připočteme vlastní spotřebu stabilizátoru napětí:

| | Maximální odebíraný proud po součtu [mA] |
|--------------------------------|--|
| Kladná větev | 260,7 |
| Záporná větev | 27,6 |
| Vlastní spotřeba stabilizátoru | 5 |
| Opravná konstanta | 10 |
| Celkový proudový odběr | 303,3 |

Tabulka 4.7: Celkový proudový odběr ze všech větví

Zvolený stabilizátor L4940V05 má maximální přípustný odběr proudu $I_{\max} = 1 \text{ A}$, což znamená, že námi vypočtený proudový odběr přibližně 303 mA je přípustný a zvolený stabilizátor může být použit v obvodu.

Nyní se budeme zabývat samotným zapojením zdroje. Pro alfa monitor použijeme bateriový stabilizovaný zdroj napětí $\pm 5\text{V}$ s maximálním odběrem $+5\text{V}/70\text{mA}$ a $-5\text{V}/2\text{mA}$. Zdroj by měl také signalizovat stav baterií pomocí LED. LED1 má funkci kontroly stavu napětí (signalizuje vybití baterie). Pokud dojde k poklesu napětí, začne svítit červeně. Rezistorovým trimrem P_6 společně s napěťovým děličem tvořeným rezistory R_{42} a R_{43} bude nastavena úroveň napětí, při níž má LED1 sepnout. LED2 bude svítit hned po zapnutí zdroje.

Na vstup zdroje budou připojeny akumulátory přes vypínač S_1 . K baterii je paralelně připojen elektrolytický kondenzátor C_{18} , který zabraňuje kolísavému zatížení zdroje. Jeho minimální hodnota dle doporučení výrobce stabilizátoru je $0,1\mu\text{F}$. Doporučuje se, ale tuto hodnotu kapacity o něco zvýšit na hodnotu kolem $50 \mu\text{F}$. Proto byl C_{18} zvolen $47\mu\text{F}$. Stejná funkce náleží také pro elektrolytický kondenzátor C_{19} a foliový kondenzátor C_{20} . Jejich hodnoty jsou stanoveny doporučením výrobce. Pro C_{20} je minimální doporučená hodnota $0,1\mu\text{F}$, což bylo v tomto zapojení dodrženo. Kondenzátor C_{19} byl zvolen větší, což je opět výhodnější. Doporučená minimální hodnota byla $2,2\mu\text{F}$ (viz katalogový list výrobce). Použit byl kondenzátor s hodnotou $C_{19} = 47\mu\text{F}$.

Hlavní součásti obvodového zapojení zdroje jsou:

- stabilizátor kladného napětí L4940V05
- komparátor s nesymetrickým napájením LM393N
- zdroj referenčního napětí LM336LP – 2,5 V pro komparátor
- DC/DC měnič - AM1D-0505SZ pro vytvoření záporné větve

Baterie je přes spínač připojena na vstup stabilizátoru L4940V05. Zde byl použit stabilizátor s nízkým úbytkem napětí. Jeho maximální odebíraný proud je až 1 A. Vlastní spotřeba stabilizátoru je 5 mA. Maximální hodnota vstupního napětí je 17 V. Minimální hodnota napětí, při které stabilizátor pracuje 5,4 V. Minimální úbytek napětím stabilizátoru je funkcí odebíraného proudu (viz katalogový list výrobce). [21]

Funkce komparátoru LM393N je signalizace poklesu napětí na akumulátorech přes připojenou LED1. Požadavek na komparátor je malá vnitřní spotřeba, kterou splňuje. Vlastní spotřeba s výstupem naprázdno je 0,4 mA a maximální je 1mA (viz katalogový list). Rezistor R_{44} , který je připojen ke zdroji referenčního napětí pro komparátor, byl zvolen na základě doporučení výrobce. Jeho hodnota je $2,5\text{k}\Omega$. [15] [20]

Nyní přejdeme k výpočtu hodnot rezistorů R_{42} a R_{43} , které tvoří napěťový dělič společně s potenciometrem P_6 . Vycházíme z předpokladu, že nejvyšší hodnota vstupního proudu I_c komparátoru je $0,4 \mu A$ (viz katalogový list) a také, že desetinásobek tohoto proudu bude protékat děličem při vybité baterii tedy při napětí $U_{bat} = 5,5V$ (vybitý stav pro jeden článek akumulátoru je roven $1,1V$). Pak dle následujícího vztahu se odpor děliče bude rovnat: [20]

$$R_d = \frac{U_{bat}}{10 * I_c} = \frac{5,5}{10 * 4 * 10^{-7}} = 1,38 M\Omega \quad 4.67$$

Celkový součet rezistorů děliče R_{42} , R_{43} a P_6 je roven $1,38 M\Omega$. Na výstupu děliče by mělo tedy být napětí $2,5 V$ při vstupním napětí $5,5 V$ a celkové hodnotě odporu děliče $1,38 M\Omega$. Jednotlivé hodnoty rezistorů R_{42} a R_{43} dopočítáme dle následujících vztahů:

$$R_{43} = \frac{U_{výst}}{U_{vst}} * R_d = \frac{2,5}{5,5} * 1,38 * 10^6 = 627 k\Omega, \quad 4.68$$

kde výstupní napětí $U_{výst}$ se rovná

$$U_{výst} = U_{vst} \frac{R_{43}}{R_{42} + R_{43}}, \quad 4.69$$

$$R_{42} = R_d - R_{43} = 1,38 * 10^6 - 627 * 10^3 = 753 k\Omega, \quad 4.70$$

nejbližší existující hodnoty pro rezistory R_{42} a R_{43} z řady E24 jsou pro R_{42} $750 k\Omega$ a pro R_{43} $620 k\Omega$. Nyní je nutné stanovit hodnotu pro rezistorový trimr, jenž je volen často jako proměnná část 10% z celkové hodnoty děliče. Důvodem je možnost přesného nastavení požadované hodnoty. 10% je tedy přibližně $140 k\Omega$. Tato hodnota však neexistuje v dostupné odporové řadě. Existující nejbližší je hodnota $P_6 = 100k$. Odporový trimr P_6 volíme cermetový. Abychom dostali skutečnou hodnotu rezistorů R_{42} a R_{43} použitelnou pro zapojení, je nutno odečíst $50 k\Omega$ od každého rezistoru:

$$R_{43} = 620 - 50 = 570k \quad (\text{nejbližší hodnota je } 560k\Omega).$$

$$R_{42} = 750 - 50 = 700k \quad (\text{nejbližší hodnota je } 680k\Omega).$$

Nyní musíme přepočítat s nově vypočtenými hodnotami rezistorů napěťové rozmezí – tedy napětí, jenž se objeví na jednom ze vstupů komparátoru a jenž budeme

moci měnit pomocí odporového trimru:

$$U_{výst^s} = U_{vst} \frac{P_6 + R_{43}}{R_{42} + R_{43} + P_6} = 5,5 \frac{10^5 + 5,6 * 10^5}{6,8 * 10^5 + 5,6 * 10^5 + 10^5} = 2,7V \quad 4.71$$

$$U_{výst^{ss}} = U_{vst} \frac{R_{43}}{R_{42} + R_{43} + P_6} = 5,5 \frac{5,6 * 10^5}{6,8 * 10^5 + 5,6 * 10^5 + 10^5} = 2,29V \quad 4.72$$

Napěťový rozsah je zcela vyhovující a proud protékající děličem řádově v μA je pro nás nevýznamný.

Dále ještě zbývá dopočítat hodnoty rezistorů R_{45} a R_{46} , které určují velikost proudu procházejícího LED. Proud pro LED1 je spínán (pokud dojde k vybití baterie) komparátorem s otevřeným kolektorem. LED1 se rozsvítí červeně. Použijeme tedy červenou LED (HLMP-K150). Pro rezistor R_{45} platí:

$$R_{45} = \frac{U_{stab} - U_{LED} - U_{kes}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1,6 - 0,25}{8 * 10^{-4}} = 3,93k\Omega, \quad 4.73$$

kde U_{stab} je napětí stabilizovaného zdroje, U_{LED} je napětí na LED a U_{kes} je saturační napětí spínacího tranzistoru komparátoru. Existující hodnota pro R_{45} je 3,9 k Ω . R_{46} , který určuje proud procházející LED2, která signalizace zapnutí zdroje, použijeme tedy zeleně svítící LED (HLMP-K150).

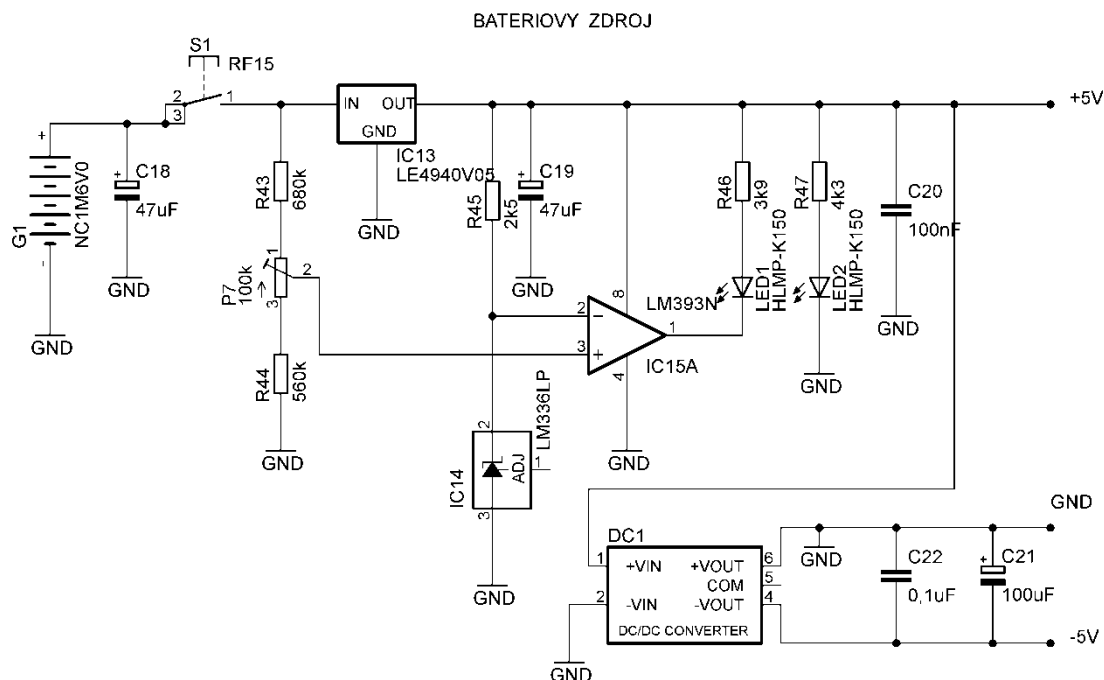
Pro rezistor R_{46} platí:

$$R_{46} = \frac{U_{stab} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1,6}{8 * 10^{-4}} = 4,25k\Omega, \quad 4.74$$

zde byla vybrána existující hodnota pro R_{46} 4,3 k Ω .

Jelikož používáme symetrické napájení, je nutná záporná větev pro vytvoření napětí - 5 V. K tomuto účelu nám bude sloužit DC/DC měnič AM1D-0505SZ. Hodnoty kondenzátorů byly zvoleny na základě vyzkoušeného měření. Elektrolytický kondenzátor C_{21} byl zvolen 100 μF a keramický kondenzátor C_{22} byl zvolen 0,1 μF a zároveň nedojde k překročení maximální kapacity na výstupu měniče, což je 220 μF

(viz katalogový list) a tedy k přetížení zdroje [24] [6].



Obrázek 33: Obvodové zapojení bateriového zdroje [6]

4.6.2 Akumulátory

Nejdříve si spočteme počet akumulátorů v baterii a poté přejdeme k výběru akumulátorů do zařízení na základě zvolených požadavků.

Počet akumulátorů souvisí s minimálním vstupním napětím stabilizátoru U_{vst} ,

s výstupním napětím stabilizátoru $U_{výst}$ a také s minimálním úbytkem napětí stabilizátoru U_{min} , jenž je v našem případě rovno 0,4 V (viz katalogový list výrobce). Dle vztahu níže uvedené rovnice pak určíme minimální vstupní napětí stabilizátoru. [21]

$$U_{vst} = U_{výst} + U_{min} , \quad 4.75$$

kde $U_{výst}$ je rovno 5V.

Pak minimální vstupní napětí stabilizátoru U_{vst} se rovná:

$$U_{vst} = 5 + 0,4 = 5,4V \quad 4.76$$

Počet článků N v baterii lze vypočítat jako:

$$N = \frac{U_{vst}}{U_{\min}}, \quad 4.77$$

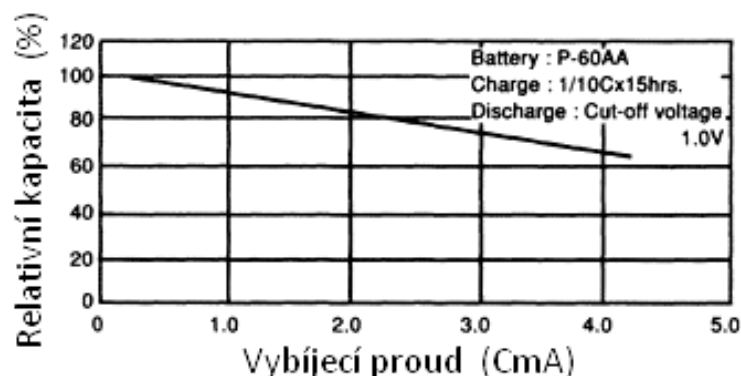
kde U_{\min} je minimální hodnota jednoho vybitého článku, což je 1,1 V. Po dosažení vychází počet článků roven 4,9. Celkem použijeme tedy 5 článků. Také bude zaručeno, že stabilizátor bude funkční, i když akumulátory budou na hranici vybití.

Výhodou akumulátorů oproti klasickým alkalickým článkům je, že u alkalického článku dochází během vybíjení k velkému poklesu napětí z přibližně 1,6V na 1V, kdežto u akumulátorů (např. Ni-Mh akumulátorů) je pokles napětí během vybíjení menší a to přibližně z 1,4V na 1,1V (jmenovité napětí je 1,2V) [6].

Důležitým parametrem pro výběr akumulátorů je jejich jmenovitá kapacita, která udává množství elektrického náboje C v ampérhodinách (Ah) stanovené výrobcem. Dále jsou pro výběr směrodatné vybíjecí charakteristiky, jež udávají změnu napětí v čase při odběru proudu ze zdroje.

Skutečná kapacita akumulátoru je podobně jako skutečné napětí závislá na mnoha vlivech, především na velikosti vybíjecího proudu a teplotě okolí. Na obr. 34 je dobře patrná závislost skutečné kapacity na vybíjecím proudu při vybíjení do napětí 1,0 V po předchozím nabíjení proudem 0,1It po dobu 15 h. Odborná literatura uvádí pro vyjádření změny kapacity pojem relativní kapacita, která je vyjádřena bezrozměrným číslem (v %) jako poměr skutečné kapacity akumulátoru v reálných podmínkách a jmenovité kapacity dle příslušné normy: [27]

$$\text{relativní kapacita} = \frac{\text{skutečná kapacita}}{\text{jmenovitá kapacita}} \quad 4.78$$

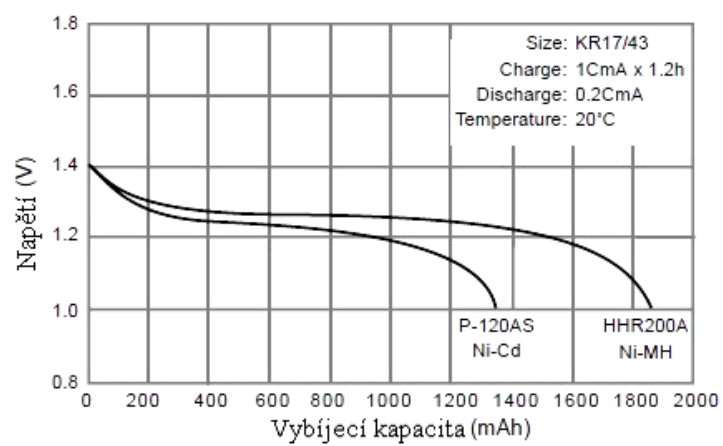


Obrázek 34: Závislost kapacity na velikosti vybíjecího proudu [27]

Nyní přejdeme k výběru vhodné baterie. Nejdříve je ale nutné zjistit jaká bude její jmenovitá kapacita, jenž bude vycházet z našich požadavků na provoz alfa monitoru. Pokud budeme požadovat, aby zařízení pracovalo 3 hodiny denně a aby bylo funkční po dobu 3 dní bez nabíjení, pak vychází provoz celkem na 9 hodin bez nabíjení. Víme, že zařízení odebírá maximální proud 300 mA za den, tzn., že při provozu je to za den 900 mAh. Za 3 dny je to pak 2700 mAh. Samozřejmě, pokud bychom chtěli, aby zařízení bylo v provozu bez nabíjení více hodin, dostali bychom se s kapacitou až k desítkám tisíc mAh, k čemuž se nabízí na trhu akumulátory s větší kapacitou. Jednotlivé vlastnosti akumulátorů si nyní rozebereme a zvolíme si takové, které budou nejvíce vyhovující pro zařízení z hlediska našich požadavků.

Akumulátory NiCd (Nikl-kadmiové) a NiMH (Nikl-metal hydridové) dnes patří ve svém oboru k nejrozšířenějším a k nejčastěji používaným a pro svou univerzálnost použitelné pro širokou škálu aplikací. Díky životnosti se tedy využívají jako zdroje pro zdravotnickou techniku. Jejich vlastnosti jsou obdobné. Z ekologického hlediska jsou NiMH akumulátory více šetrné než NiCd akumulátory. Jmenovité napětí je shodné u obou 1,2 V. Podobné jsou i jejich nabíjecí a vybíjecí křivky. Srovnání jejich vybíjecích křivek je vidět na obr. 35. Kapacita u Ni-MH akumulátorů, které mají velikost běžné tužkové baterie, je až 2700 mAh a je větší než u Ni-Cd akumulátorů. Dnes se dodávají i NiMH akumulátory s nízkým samovybíjením, označované jako RTU (Ready To Use) baterie, které mají také větší životnost. Jejich kapacita je ale o něco nižší a to 2000 mAh. Existují ovšem i akumulátory s větší kapacitou. NiMH akumulátor velikosti D (velký monočlánek) má kapacitou 9000mAh. Je však příliš velký a pět těchto článků by se do zařízení nevešlo.

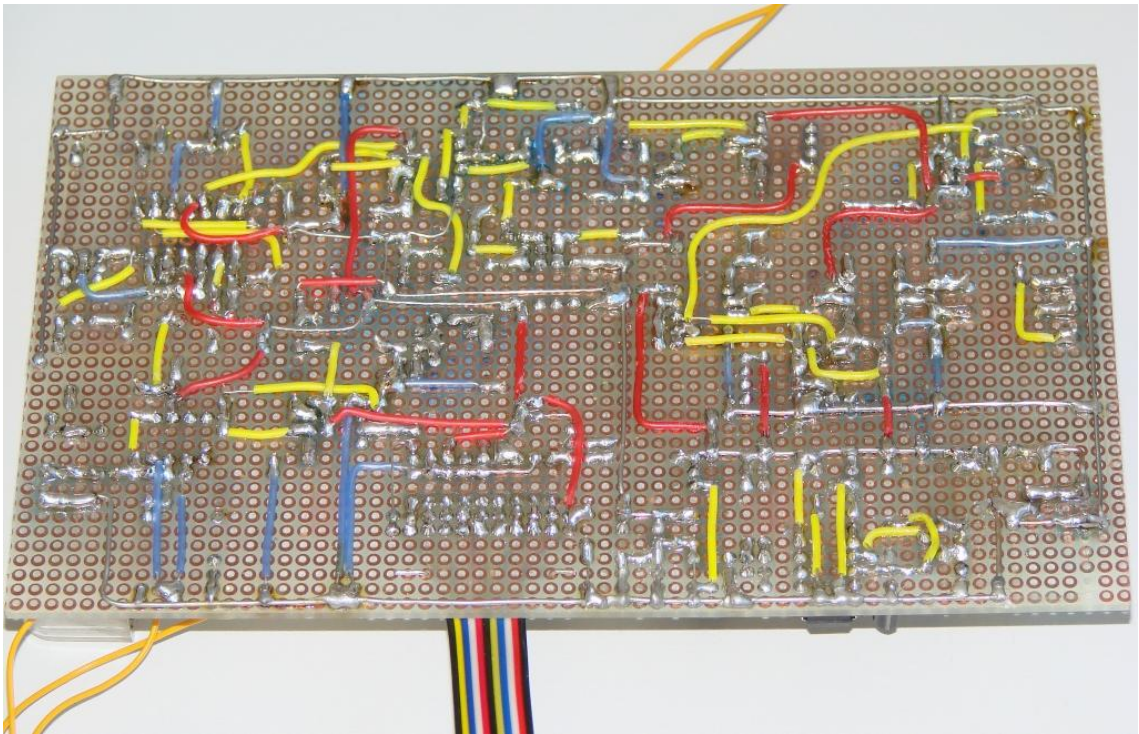
Ze všech uvedených akumulátorů se jeví jako nejvhodnější pro zařízení NiMH akumulátory s maximální kapacitou 2700 mAh.



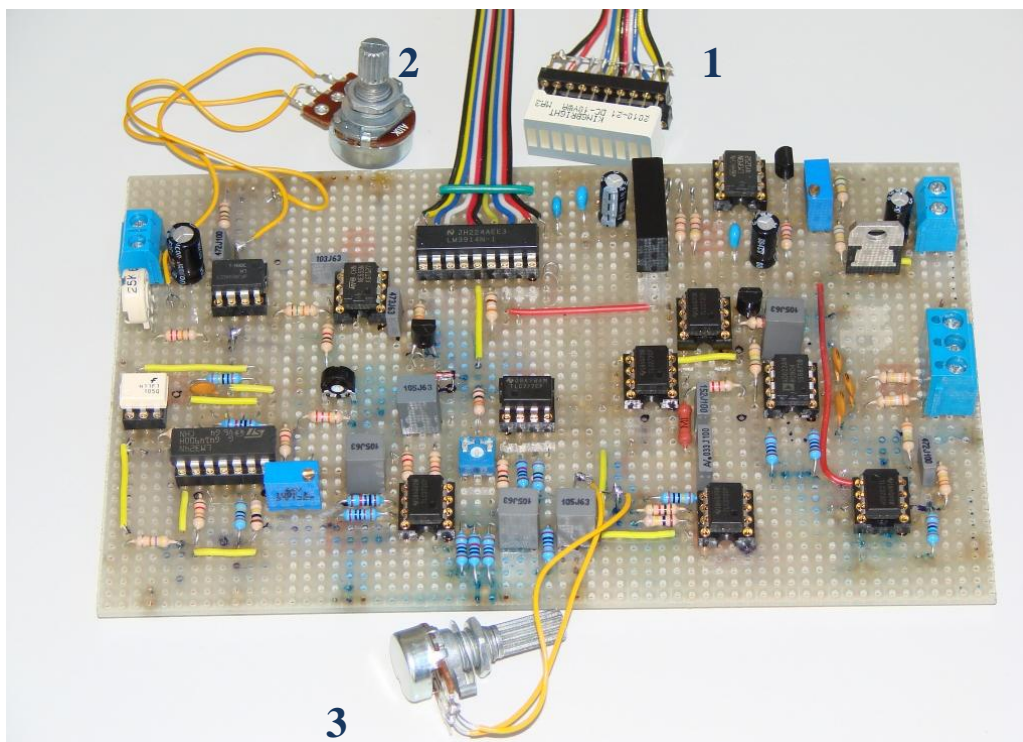
Obrázek 35: Vybíjecí charakteristiky Ni-Cd akumulátorů a Ni-Mh akumulátorů [26]

5 REALIZACE ALFA MONITORU

Na níže uvedených obrázcích je zobrazena realizace zařízení – alfa monitoru na desce plošného spoje. Na desce plošného spoje jsou vidět zapojení příslušných částí zařízení, které bylo připraveno k testování. Na desce plošného spoje bylo použito celkem 13 integrovaných obvodů.



Obrázek 36: *Deska plošného spoje-bottom (strana spojů)*



Obrázek 37: Deska plošného spoje-top (strana součástek)

ad 1: Indikátor zesílení (sloupcový bargraf)

ad 2: Nastavení hlasitosti

ad 3: Nastavení citlivosti

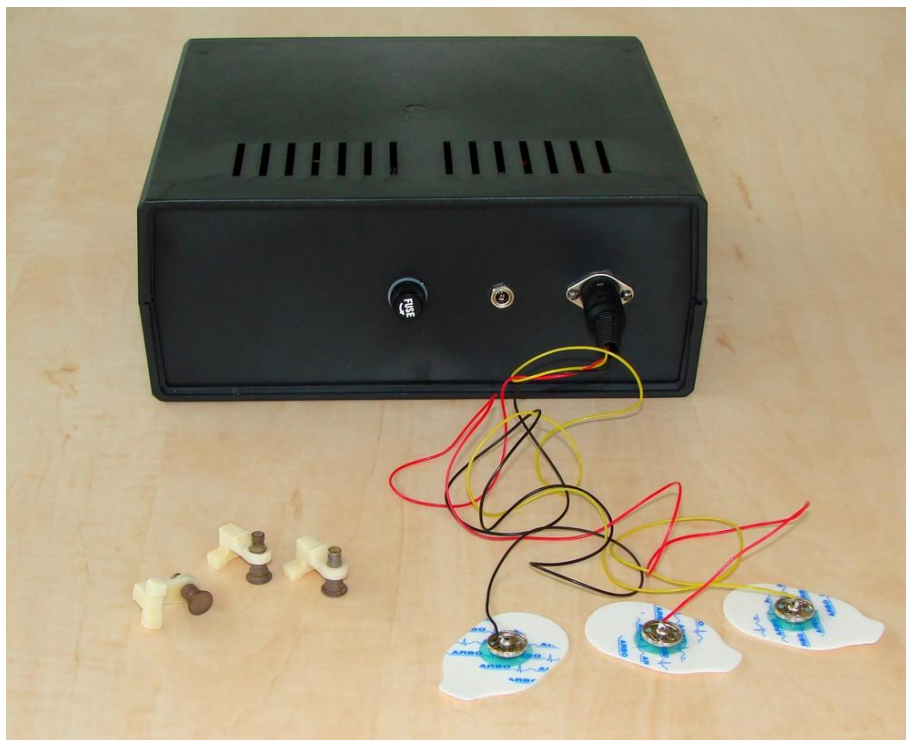


Obrázek 38: Přední panel přístroje

Ad obr. 38: popis panelu zleva: Vypínač on/ off
Indikátor zapnutí
Indikátor vypnutí
Nastavení citlivosti
Nastavení hlasitosti
Spínač pro řízení jasu bargrafu
Indikátor zesílení (sloupcový bargraf)



Obrázek 39: Zapojení předního panelu přístroje



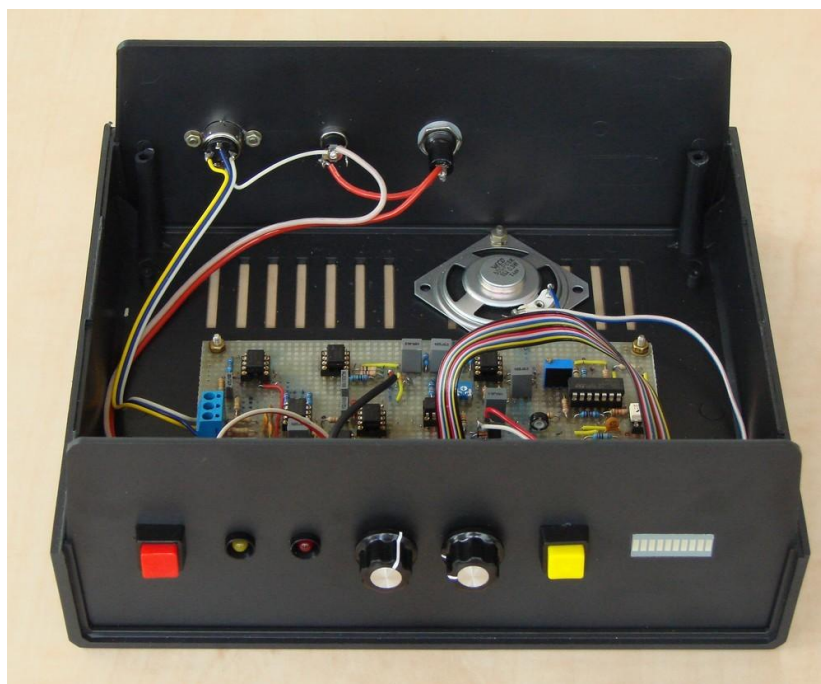
Obrázek 40: Zadní panel přístroje společně s elektrodami

Ad obr. 40: popis panelu zleva: Pojistka

Konektor pro připojení napájení akumulátorů

Tříkolíkový DIN konektor pro připojení elektrod

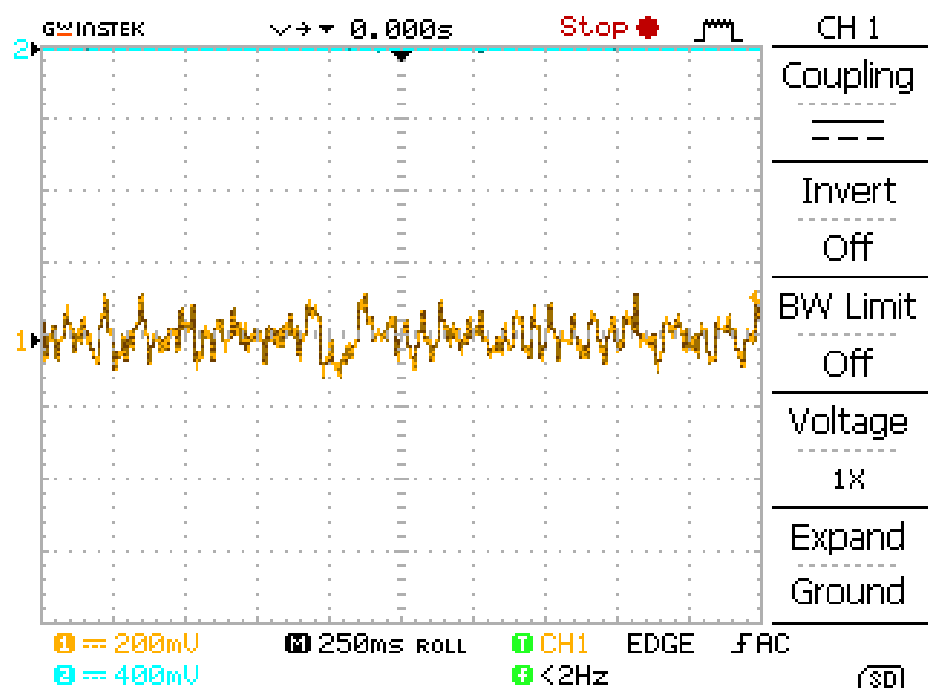
Pozn.: Elektrody tříbodové - stříbrné, chloridované (elektrolyticky) (vlevo), jednorázové povrchové Ag-AgCl elektrody (vpravo).



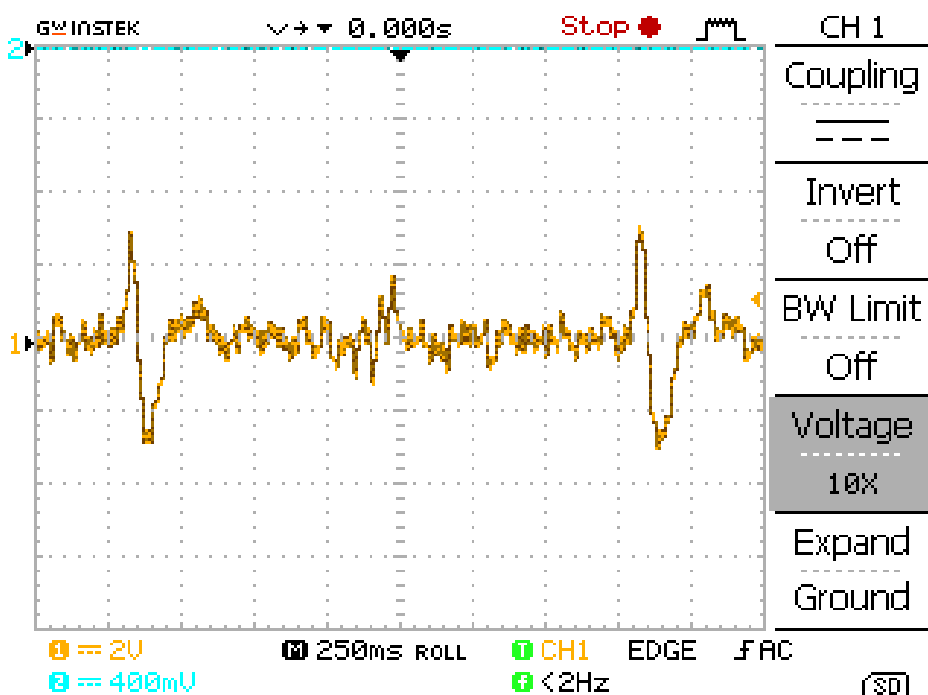
Obrázek 41: *Zapojení předního panelu přístroje*

Pozn: Na obr. 41 lze vidět umístění reproduktoru - výstupu zařízení.

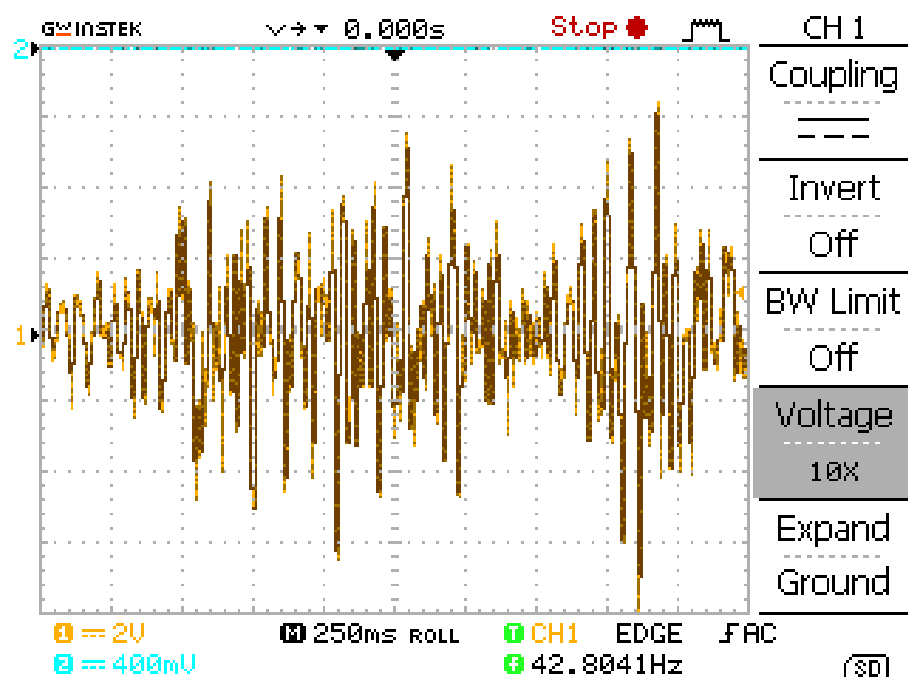
Dále byla odzkoušena prvotní funkčnost výstupu z pásmového filtru za pomoci osciloskopu, jenž byl k síti připojen přes oddělovací bezpečnostní transformátor s atestem pro zdravotnickou techniku (zdrojem EEG signálu byl vedoucí práce). Na níže uvedených snímcích z osciloskopu byly odzkoušeny vlastnosti signálu, jenž byl snímán povrchovými elektrodami z přední části lbi.



Obrázek 42: Snímání signálu při zavřených očích



Obrázek 43: Rychlé otevírání a zavírání očí.

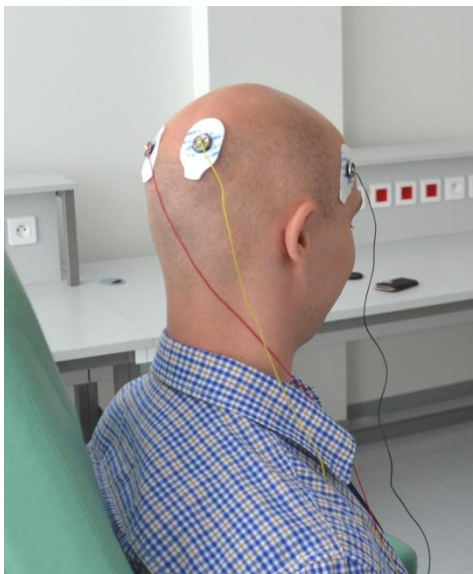


Obrázek 44: Měření se zatnutými zuby

6 OTESTOVÁNÍ ZAŘÍZENÍ

Alfa monitor byl otestován na několika dobrovolnících (viz obr. 46). Při těchto experimentech byl přístroj napájen výhradně z akumulátorů, nebyl připojen k žádnému dalšímu zařízení napájenému ze sítě a pokusná osoba byla usazena v křesle, které bylo dostatečně vzdáleno od jakéhokoliv dalšího zařízení.

K měření byly použity povrchové Ag-AgCl jednorázové gelové elektrody, které jsme umístili do oblasti zadního kvadrantu hlavy v oblasti occipitální. Tyto elektrody byly použitelné pouze v tom případě, že pokusný subjekt neměl v místě umístění elektrody vlasy. V jiných případech je nutné použít např. třibodových elektrod, které jsou tvořeny šroubem, jehož hlavice kruhového tvaru představuje vlastní elektrodu, zašroubovaného do nosiče z plastu (dvě opěrné nožky se šroubem uprostřed se dotýkají pokožky ve třech bodech). Tyto elektrody jsou fixovány maskou z gumových pásků (viz obr. 40). Jak je vidět na níže uvedeném obr. 45, dvě měřicí elektrody jsou umístěny do occipitální oblasti zadní části lbi, kde je alfa aktivita nejvyšší a třetí zemní elektroda je umístěna v oblasti spánku. Elektrody jsou k zařízení připojeny přes konektor. Pro lepší vodivost elektrod je možné aplikovat před umístěním elektrod vodivou EEG pastu.



Obrázek 45: Umístění elektrody pro snímání alfa aktivity

Během měření je požadováno, aby se člověk dokázal co nejvíce uvolnit a relaxoval. Je zde tedy potřeba naprostý klid. Proto bylo testování prováděno v klidné místnosti bez žádného okolního rušení. Při měření jsou oči zavřené a pomocí akustické zpětné vazby se snažíme dosáhnout co největšího kmitočtového zdvihu

(kolísání kmitočtu tónu) akustického generátoru v zařízení, což je pro nás ukazatelem míry alfa aktivity. Při otevření očí bylo jasně zřetelné, že přístroj na změnu zareaguje, což se projevilo náhlou změnou v kolísání tónu, čímž konstatujeme, že došlo k výraznému poklesu alfa aktivity. Během měření je možné:

- regulovat hlasitost - pokud by se uživateli zdál tón příliš hlasitý a obtěžoval ho.
- nastavit citlivost zesílení
- sledovat úroveň zesílení signálu, k čemuž slouží sloupcový bargraf na předním panelu

Během měření se nevyskytlo žádné rušení síťovým brumem, k čemuž přispěly dobré vlastnosti použitého zesilovače (jeho velký diskriminační činitel navíc zlepšený použitím aktivní země). Proto tedy nebylo nutné ve vyrobeném vzorku přístroje přidávat pomocné stínění.



Obrázek 46: *Otestování alfa monitoru*

Hodnocení alfa tréninku založeného na biologické zpětné vazbě je subjektivní záležitostí každého uživatele. Před samotným tréninkem je vhodným postupem udělat záznam standardního EEG při stavu klidu. Po ukončení celkového tréninku opět udělat záznam a pozorovat rozdíly před a po.

Samotný trénink (terapie) vyžaduje řádově desítky sezení a je vhodné ho například kombinovat s dalšími relaxačními technikami jako je progresivní svalová relaxace podle E. Jacobsona - technika, která k dosažení celkového tělesného a duševního uvolnění užívá střídavého napínání a uvolňování hybného svalstva. Další relaxační technikou, kterou lze využít je autogenní trénink podle J. H. Schultze, jenž je založen na kombinaci relaxace (uvolnění) a koncentrace (soustředění na určitou představu), které mohou pozitivně ovlivňovat stav organismu. Mnohými studiemi je dokázáno, že pravidelné provádění relaxačních technik příznivě působí na tělesný a duševní stav jedince. Je prevencí stresové zátěže, negativních emocí, a tím i civilizačních onemocnění [29] [30].

ZÁVĚR

Diplomová práce je rozdělena do sedmi na sebe navazujících částí. První část se věnuje teoretickým poznatkům standardní elektroencefalografie z hlediska příslušných parametrů a také požadavků pro snímání EEG signálu. Dále je zde rozebíráno rozdělení EEG signálu do jednotlivých frekvenčních pásem, kde je především věnována pozornost alfa pásmu.

Druhá část práce se již zabývá metodami EEG biologické zpětné vazby. Je zde schematicky znázorněn princip biologické zpětné vazby a představeny základní modely ve vysokofrekvenční oblasti a v nízkofrekvenční oblasti EEG pásem. Zde je zaměřeno na relaxační model v nízkofrekvenční oblasti, jenž je založen na snímání alfa aktivity a má sloužit pro tzv. alfa trénink, jenž nám na základě biologické zpětné vazby umožňuje tzv. „učení se relaxace“. Relaxační model vychází z vlastností alfa aktivity, jenž je největší při zavřených očích. Proto je požadováno, aby výstup zařízení – alfa monitoru byl v akustické podobě.

Třetí část práce rozebírá již samotný blokový návrh jednotlivých částí alfa monitoru s ohledem na vlastnosti alfa aktivity a EEG signálu, které jsou důležité pro realizaci samotného přístroje. Jsou zde popsány funkce dílčích bloků zařízení.

Z těchto požadavků pak vychází 4. kapitola práce, jež obsahuje obvodový návrh dílčích bloků zařízení s příslušnými výpočty jednotlivých součástek. Z důvodu bezpečnosti pacienta je zařízení bateriově napájené a v předzesilovací části zařízení obsahuje všechny bezpečnostní prvky, pokud by došlo k případné poruše. Důležitou a ztíženější částí byl obvodový návrh napěťově řízeného generátoru, jenž vytváří kmitočtově modulovaný tón. Pro vytváření tónu byly zvoleny z hlediska vytváření signálu trojúhelníkovité kmity, které jsou přijatelné i z hlediska barvy tónu.

Závěr práce je věnován realizaci a testování přístroje. Pomocí osciloskopu jsme ověřili základní funkčnost zesilovače, kvalitu snímaného signálu a pak nějaké artefakty cíleně vyvolané měřeným subjektem jako bylo mrkání, sevření zubu – to šlo, protože elektrody byly umístěny v přední části lbi. Zde se ukázalo, že koncepce EEG zesilovače s aktivní zemí byla správná, jelikož v signálu nebylo v podstatě nežádoucí rušení. Další testování proběhlo na dobrovolnících v EEG laboratoři ústavu, kdy byl přístroj v provozu jen z baterie 6V, elektrody byly umístěny do správných míst (zadní části lbi) a zkoumali jsme reakci přístroje na chování subjektu (otevírání a zavírání očí). Odezva přístroje byla přesně podle očekávání, tj. kmitočtový zdvih se při otevření očí zmenšil a při zavření očí opět zvětšil. Další testování, které by vyžadovalo, alespoň 10 déle trvajících sezení nebylo, s ohledem na časovou tíseň možné. Je totiž nutno uvážit, že samotný návrh přístroje a zejména pak realizace, jeho oživení a základní zkoušení bylo

velice časově náročné. Jako návrh pro zlepšení bych doporučila možnost přepínání indikátoru zesílení (bargrafu) pro filtrovaný a nefiltrovaný signál. To znamená, že bychom výstup z pásmového filtru přivedli na vstup indikátoru zesílení. Zařízení se však projevilo jako funkční a tím lze zadání diplomové práce považovat za splněné.

LITERATURA

- [1] MIŠUREC, Jiří a Milan CHMELÁŘ. *Elektroencefalografie: vybrané kapitoly z obecné elektroencefalografie, přístrojové a registrační techniky a technické minimum*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1990, 194 s. ISBN 80-701-3065-2.
- [2] MORÁŇ, Miroslav. *Praktická elektroencefalografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995, 146 s. ISBN 80-701-3203-5.
- [3] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. [online]. VUT Brno: 2006. ISBN: ABM 07-91.
- [4] KOZUMPLÍK, Jiří. *AABS_08_EEG1* [přednáška z předmětu Analýza biologických signálů]. 2009 [cit. 2009-04-25]. Dostupné z: <<https://www.vutbr.cz/elearning/>>.
- [5] CHMELÁŘ, Milan. *Standardizace ve zdravotnictví_I* [přednáška z předmětu Standardizace ve zdravotnictví]. 2014 [cit. 2014-04-04]. Dostupné z: <<https://www.vutbr.cz/elearning/>>.
- [6] CHMELÁŘ, Milan. *Řešené příklady z předmětu diagnostika bio a ekosystémů. Řešené příklady pro numerická cvičení z předmětu Diagnostika bio a ekosystémů*. 1. vyd. Brno: FEKT VUT v Brně, 2011. 107s. ISBN: 978-80-214-4361-7.
- [7] *EEG Biofeedback* [online]. 2008 [cit. 2013-30-10]. Dostupný z: <<http://www.eeg-biofeedback.cz/>>.
- [8] ROZMAN, Jiří, et al. *Elektronické přístroje v lékařství*, Praha: Academia, 406s. ISBN 80-200-1308-3.
- [9] FOSTER Dale S., *EEG and Subjective Correlates of Alpha – Frequency Binaural-Beat Stimulation Combined with Alpha Biofeedback*. [online]. Memphis States University. 1990 Dostupný z: <http://www.stealthskater.com/Documents/Lucid_07.pdf>.
- [10] BIOLEK, Dalibor, HÁJEK, Karel, KRTIČKA, Antonín. *Analogové elektronické obvody*. [elektronická skripta]. Brno: 2007.
- [11] *INA121 Data Sheet* [online]. Katalogový list přístrojového zesilovače INA121 od firmy Burr- Brown. 2003-2014. [cit. 2014-10-04] Dostupné z: <<http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/56679/BURR-BROWN/INA121.html>>.
- [12] *Analysis of the Sallen-Key Architecture* [online], Application report, Texas Instruments, 1999. Dostupné z: <<http://www.datasheetarchive.com/4--Analysis+of+the+Sallen+Key+architecture-datasheet.html>>.

- [13] *Neurodiagnostic & Neurocare Product for Healthier life*[online]. 5.12. 2013 [cit.2013-5-12] Dostupný z:< [http:// www.eportal.alien.cz](http://www.eportal.alien.cz)>.
- [14] *AD 623 Data Sheet* [online]. Katalogový list přístrojového zesilovače AD 623 od firmy Analog Devices.2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z: <<http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/48093/AD/AD623.html>>.
- [15] *LM336LP Data Sheet* [online]. Katalogový list zdroje referenčního napětí LM336LP od firmy Texas Instrument. 2003-2014. [cit. 2014-10-04]. Dostupné z: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/27222/TI/LM336LP-2-5.html>>.
- [16] *LM3914N Data Sheet* [online]. Katalogový list řídicího obvodu LM3914 od firmy National Semiconductor. 2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/8898/NSC/LM3914.html>>.
- [17] *NE555 Data Sheet* [online]. Katalogový list časovače NE555 od firmy NXP Semiconductors. 2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z: < <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/17972/PHILIPS/NE555.html>>.
- [18] *BC337 Data Sheet* [online]. Katalogový list spínacího tranzistoru BC337 od firmy Motorola, Inc. 2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z:< <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/2884/MOTOROLA/BC337.html>>.
- [19] *TLC272P Data Sheet* [online]. Katalogový list operačního zesilovače TLC272P od firmy Texas instrument. 2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z: <<http://www.ti.com/>>.
- [20] *LM393N Data Sheet* [online]. Katalogový list napěťového komparátoru LM393N od firmy National Semiconductor. 2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z: <<http://www.national.com/>>.
- [21] *L49405V Data Sheet* [online]. Katalogový list stabilizátoru napětí L49405V od firmy STMicroelectronics. 2003-2014. [cit. 2014-10-04]. Dostupné z: <<http://www.alldatasheet.com/>>.
- [22] *H11F1 Data Sheet* [online]. Katalogový list optočlenu H11F1 od firmy Fairchild Semiconductor. 2003-2014.[cit. 2014-18-04]. Dostupné z: <<http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/52729/FAIRCHILD/H11F1.html>>.
- [23] *LM324 Data Shee* [online]. Katalogový list operačního zesilovače LM324 od firmy NXP Semiconductors. 2003-2014.[cit. 2014-12-03]. Dostupné z: <<http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/17871/PHILIPS/LM324.html>>.
- [24] *AM1D-0505SZ* [online]. Katalogový list DC/DC měniče AM1D-0505SZ od firmy Aimtec.. 2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z: < <http://www.aimtec.com/>>.
- [25] *LM386 Data Sheet* [online]. Katalogový list výkonového zesilovače LM386 od firmy National Semiconductor. 2003-2014.[cit. 2014-10-04]. Dostupné z:< <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/8887/NSC/LM386.html>>.

- [26] *Nikl Metal hydride handbook*. [online]. Panasonic corporation. August 2005. 2014. [cit. 2014-20-04]. Dostupné z: < www.industrial.panasonic.com >.
- [27] BRZOKOUPIL, Vladimír. [online]. *Ni-Mh batterie in practice*. Dept. of Microelectronics, FEEC, VUT.
- [28] *Instit EEG biofeedback. Přístroje EEG*. [online]. 2010. [cit. 2014-01-05]. Dostupné z: <<http://www.eeginstitut.cz/>>.
- [29] HAŠTO, Josef. *Autogenní trénink*. 1. vyd. Praha: TRITON, 2004, 52 s., ISBN 80-7254-516-7.
- [30] DROTÁROVÁ, Eva; DROTÁROVÁ, Lucia. *Relaxační metody*. 1. vyd. Praha: EPOCHA, 2003, 247 s., ISBN 80-86328-12-0.
- [31] CHMELÁŘ, Milan. *Napětím řízený funkční generátor*. Užitný vzor, 26347. VUT v Brně. 2014.
- [32] MALMIVUO Jaakko ; PLONSEY Robert. *Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press. New York. 1995. ISBN 0-86542-870-0.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

| | |
|-------------------------|---|
| k_d | <i>diskriminační činitel</i> |
| Ag-AgCl | <i>argentchloridová elektroda</i> |
| OZ | <i>operační zesilovač</i> |
| OPZ | <i>operační přístrojový zesilovač</i> |
| ÚPZ | <i>úzkopásmová zádrž</i> |
| PP | <i>pásmová propust</i> |
| HP | <i>horní propust</i> |
| DP | <i>dolní propust</i> |
| CF | <i>příložná část typu CF poskytující vyšší stupeň ochrany</i> |
| LED | <i>led dioda</i> |
| EEG | <i>elektroencefalografie</i> |
| ADHD | <i>Attention Deficit Hyperactivity Disorder - Porucha pozornosti s hyperaktivitou</i> |
| RUT | <i>Ready To Use</i> |

SEZNAM PŘÍLOH

| | |
|--|-------------|
| Příloha A: Seznam součástek..... | I |
| Příloha B: Pomocné hodnoty | V |
| Příloha C: Celkové obvodové schéma zařízení | VIII |

Příloha A: Seznam součástek

| EEG předzesilovač | | | |
|-------------------|-----------|---------------|-----------------------|
| Označení | Hodnota | Pouzdro / Typ | Popis |
| R1 | 390k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R2 | 390k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R3 | 20k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R4 | 20k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R5 | 8k2 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R6 | 150k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R7 | 2,2M | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R8 | 330k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R9 | 390k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R10 | 16k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R11 | 2k5 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R12 | 1M | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R13 | 100k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R14 | 1k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| C1 | 39p | U-50V | Kond. keramický |
| C2 | 39p | U-50V | Kond. keramický |
| C3 | 39p | U-50V | Kond. keramický |
| C4 | 1 μ F | U-63V | Kond. Fóliový |
| C5 | 1n5 F | U-63V | Kond. Fóliový |
| C6 | 4n7 F | U-100V | Kond. Fóliový |
| C7 | 33nF | U-100V | Kond. Fóliový |
| P1 | 10k | | Poten. lineární |
| IC1 | AD 623 | DILL 8 | POZ |
| IC2A/IC2B | TLC272P | DILL 8 | 2x Operační zesilovač |
| IC3A/IC3B | TLC272P | DILL 8 | 2x Operační zesilovač |
| IC4A | TLC272P | DILL 8 | Operační zesilovač |
| IC4B | TLC272P | DILL 8 | Operační zesilovač |
| IC5 | LM336 | DILL 8 | Referenční napětí |

| Indikátor zesílení | | | |
|--------------------|-------------|---------------|-----------------------|
| Označení | Hodnota | Pouzdro / Typ | Popis |
| R15 | 390 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R16 | 10k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R17 | 1k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R18 | 1M | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R19 | 10k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R20 | 330k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R21 | 1k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R22 | 15k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| C8 | M1 | U-100V | Kond. keramický |
| C9 | 47nF | U-63 V | Kond. fóliový |
| C10 | 10nF | U-63 V | Kond. fóliový |
| P2 | 22k | PT655K022 | Cermetový trimr |
| T1 | BC337 | TO92 | Spínací tranzistor |
| D1 | 1N4448 | DO35 | Dioda |
| IC6 | TLC272P | DILL 8 | Operační zesilovač |
| IC7 | L-BARGRAF G | DILL 20 | Sloupkový bargraf |
| IC8 | LM3914 | DILL 18 | Řídicí obvod |
| IC9 | NE555 | DILL 8 | Časovač |

| Pásmový filtr | | | |
|---------------|---------|---------------|-----------------------|
| Označení | Hodnota | Pouzdro / Typ | Popis |
| R23 | 20k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R24 | 20k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R25 | 10k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R26 | 10k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R27 | 12k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R28 | 12k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R29 | 10k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R30 | 10k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| C11 | 1μF | U-63 V | Kond. fóliový |
| C12 | 1μF | U-63 V | Kond. fóliový |
| C13 | 1μF | U-63 V | Kond. fóliový |
| C14 | 1μF | U-63 V | Kond. fóliový |
| IC10A/IC10B | TLC272P | DILL 8 | 2x Operační zesilovač |

| Napětově řízený generátor | | | |
|---------------------------|---------|---------------|-----------------------|
| Označení | Hodnota | Pouzdro / Typ | Popis |
| R31 | 1M | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R32 | 100k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R33 | 12k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R34 | 22k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R35 | 12k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R36 | 460 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R37 | x | | Rezistor metalizovaný |
| R38 | 1M | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R39 | 10k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R40 | 22k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| C15 | 4n7 | U-16V | Kond. fóliový |
| P3 | 100k | | Cermetový trimr |
| P4 | 10k | | Cermetový trimr |
| IC11A/IC11B | LM324N | DILL 14 | Invertor/komparátor |
| IC11C/IC11D | LM324N | DILL 14 | 2x Operační zesilovač |
| OK1 | H11F1 | DILL 6 | Optočlen |

| Nízkofrekvenční zesilovač | | | |
|---------------------------|-----------|---------------|-----------------------|
| Označení | Hodnota | Pouzdro / Typ | Popis |
| R41 | 10 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R42 | 22k | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| C16 | 47 nF | U-100V | Kond. fóliový |
| C17 | 220μF | U-16V | Kond. elektrolytický |
| P5 | 10k | | Cermetový trimr |
| P6 | 25k | | Poten. logaritmický |
| IC12 | LM386 | DILL 8 | Výkonový zesilovač |
| R | LP50CP08K | | Reproduktor |

| Zdroj | | | |
|----------|-------------|---------------|-----------------------|
| Označení | Hodnota | Pouzdro / Typ | Popis |
| R43 | 680K | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R44 | 560K | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R45 | 2K5 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R46 | 3K9 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| R47 | 4K3 | 0207/0,6W | Rezistor metalizovaný |
| C18 | 47μF | U-10V | Kond. elektrolytický |
| C19 | 47μF | U-10V | Kond. elektrolytický |
| C20 | 100nF | U-63V | Kond.fóliový |
| C21 | 100μF | U-10V | Kond.elektrolytický |
| C22 | 100nF | U-63V | Kond. fóliový |
| P7 | 100k | 64Y100KCN | Cermetový trimr |
| IC13 | L4940V5 | TO220 | Napěť. stabilizátor |
| IC14 | LM336 | DILL 8 | Napěť. reference |
| IC15A | LM393N | DILL 8 | Komparátor |
| IC16 | AM1D-0505SZ | | DC-DC měnič |
| G1 | NiMH | | AA akumulátory |
| LED | HLMP-K150 | | Led dioda 1 |
| LED | HLMP-K150 | | Led dioda 2 |

Součástky pro přední a zadní panel zařízení:

Přední panel:

Tlačítkový spínač do panelu s aretací 1 - pólový spínací ON - OFF P - PB303A

RED Pouzdro na LED 5 mm reflektor černé: LEDIN501SW 2x

Knoflík na potenciometr P-S8860 2x

Tlačítkový spínač do panelu s aretací 1 - pólový spínací P - PB303A Y

Zadní panel:

Konektor DIN 3 P ZP do panelu

Konektor DIN 3 P VK na kabel

Pouzdro na pojistku

Příloha B: Pomocné hodnoty

Pásmový filtr

Tabulka naměřených hodnot kmitočtové charakteristiky pásmového filtru:

| f [Hz] | U [mV] |
|--------|--------|
| 5,00 | 0,32 |
| 6,00 | 0,45 |
| 7,00 | 0,64 |
| 8,00 | 0,83 |
| 9,00 | 0,95 |
| 10,00 | 0,99 |
| 11,00 | 1,00 |
| 12,00 | 0,95 |
| 13,00 | 0,89 |
| 14,00 | 0,84 |
| 15,00 | 0,75 |

| f [Hz] | V [mV] |
|--------|--------|
| 16 | 0,68 |
| 17 | 0,6 |
| 18 | 0,53 |
| 19 | 0,48 |
| 20 | 0,44 |
| 21 | 0,4 |
| 22 | 0,37 |
| 23 | 0,32 |
| 24 | 0,31 |
| 25 | 0,28 |

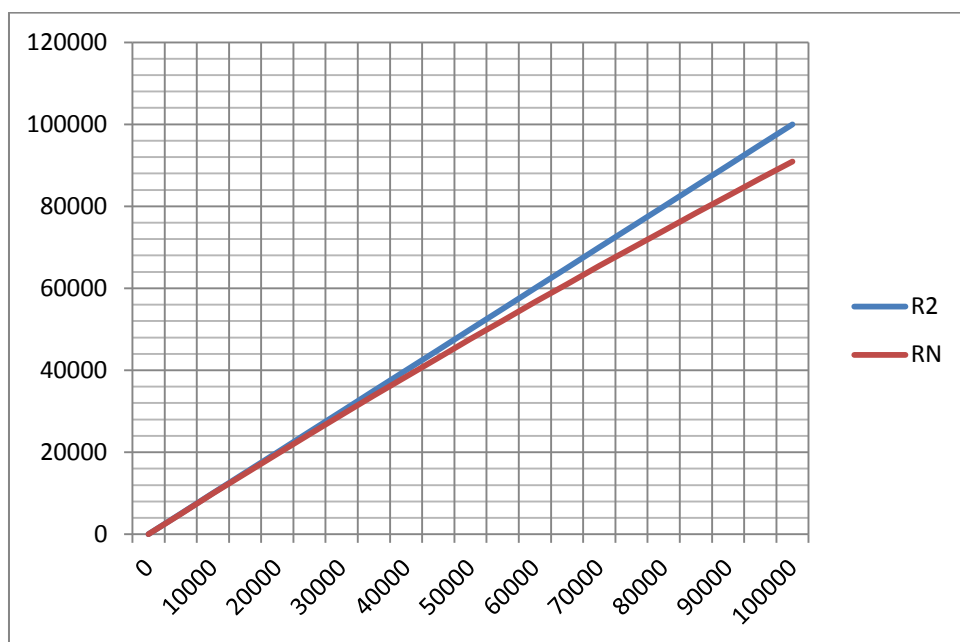
Napětově řízený generátor

Závislost výsledného hodnoty odporu paralelního spojení dvou rezistorů při změně jednoho z nich (viz graf 1). R1 zvolen rovno 1 MΩ.

$$R_N = \frac{R1 * R2}{R1 + R2}$$

| R1 [Ω] | 1000000 |
|--------|--------------------|
| R2 [Ω] | R _N [Ω] |
| 0 | 0 |
| 5000 | 4975 |
| 10000 | 9901 |
| 15000 | 14778 |
| 20000 | 19608 |
| 25000 | 24390 |
| 30000 | 29126 |
| 35000 | 33816 |
| 40000 | 38462 |

| R2 | R _N |
|--------|----------------|
| 45000 | 43062 |
| 50000 | 47619 |
| 55000 | 52133 |
| 60000 | 56604 |
| 65000 | 61033 |
| 70000 | 65421 |
| 75000 | 69767 |
| 80000 | 74074 |
| 85000 | 78341 |
| 90000 | 82569 |
| 95000 | 86758 |
| 100000 | 90909 |

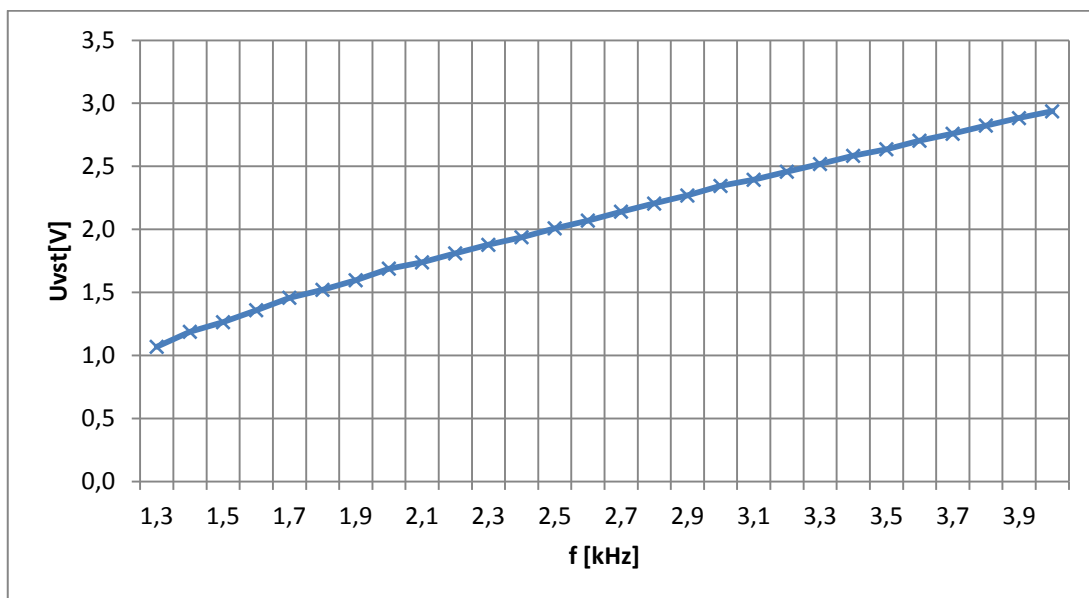


Graf 1: Závislost paralelní kombinace odporů

Měření kmitočtu generátoru v závislosti na řídicím napětí (viz graf 2). Měřeno u sestaveného generátoru na nepájivém poli.

| Uvst | Kmitočet |
|-------|----------|
| [V] | [kHz] |
| 1,264 | 1,5 |
| 1,359 | 1,6 |
| 1,458 | 1,7 |
| 1,521 | 1,8 |
| 1,597 | 1,9 |
| 1,689 | 2,0 |
| 1,739 | 2,1 |
| 1,810 | 2,2 |
| 1,878 | 2,3 |
| 1,938 | 2,4 |
| 2,009 | 2,5 |
| 2,070 | 2,6 |
| 2,141 | 2,7 |

| Uvst | Kmitočet |
|-------|----------|
| [V] | [kHz] |
| 2,205 | 2,8 |
| 2,269 | 2,9 |
| 2,345 | 3,0 |
| 2,394 | 3,1 |
| 2,458 | 3,2 |
| 2,519 | 3,3 |
| 2,584 | 3,4 |
| 2,636 | 3,5 |
| 2,704 | 3,6 |
| 2,759 | 3,7 |
| 2,824 | 3,8 |
| 2,883 | 3,9 |
| 2,937 | 4,0 |



Graf 2: Závislost kmitočtu generátoru na řídícím napětí

Příloha C: Celkové obvodové schéma zařízení

